

Aus der Neurologischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München,
Klinikum Großhadern
Direktorin: Prof. Dr. med. Marianne Dieterich

**Einfluss von Größe und Richtung der Gravitations- und Inertialkräfte auf
das EMG der Beinmuskulatur gesunder Probanden bei cyclischen
Bewegungen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Benedikt Sebastian Kreuzpointner

aus

Karlsruhe

2011

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Andreas Straube

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Ingo Borggräfe
Priv. Doz. Dr. Susanne Mayer

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Dipl.-Ing. Johann Szecsi

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. hc. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 20.10.2011

meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	6
1. Einführung	7
2. Fragestellung	8
3. Methoden	9
3.1. Experimentelle Umgebung	9
3.1.1. Probandenkollektiv	9
3.1.2. Versuchsprotokoll	9
3.1.3. Mechanischer Aufbau	13
3.1.3.1. Liegerad	13
3.1.3.2. Steilrad in sitzender und aufrechter Position	14
3.1.3.3. Crosstrainer	15
3.1.3.4. Messblock	15
3.1.4. Messtechnik	17
3.2. Datenverarbeitung	18
3.2.1. Erstellung des Amplitudenvektors	18
3.2.2. Bestimmung der aktiven Bereiche eines Muskels	19
3.2.3. Aufbau der Datenbank	20
3.2.4. Koordinatensystem der Winkel	21
3.2.5. Erzeugen von Kurven und Balkendiagrammen mit Median	22
3.2.6. Einteilung der Umdrehung in verschiedene Phasen und Anteilsberechnung	22
3.2.7. Berechnung von Signifikanzen	23
3.2.8. Berechnung der Phasenverschiebung	24
3.2.9. Globales Maß der Ähnlichkeit von Mustern	24
4. Ergebnisse	26
4.1. Einfluss der Geschwindigkeit auf das EMG Profil	26
4.1.1. Einfluss der Geschwindigkeit auf das EMG Profil in sitzender Steilradposition	26
4.1.2. Einfluss der Geschwindigkeit auf das EMG Profil auf dem Liegerad	29
4.1.3. Einfluss der Geschwindigkeit auf das EMG Profil auf dem Crosstrainer	31

4.1.4.	Zusammenfassung der Auswirkungen einer Geschwindigkeitsänderung	34
4.2.	Einfluss der Last auf das EMG Profil.....	34
4.2.1.	Einfluss der Last auf das EMG Profil in sitzender Steilradposition	34
4.2.2.	Einfluss der Last auf das EMG Profil des Liegerads.....	36
4.2.3.	Einfluss der Last auf das EMG Profil in aufrechter Steilradposition	39
4.2.4.	Einfluss der Last auf das EMG Profil auf dem Crosstrainer	41
4.2.5.	Zusammenfassung der Auswirkungen einer Lasterhöhung.....	44
4.3.	Doppelgipfel im EMG Profil.....	44
4.4.	Einfluss der Richtungsänderung auf das EMG Profil unterschiedlicher zyklischer Lokomotionstypen.....	44
4.4.1.	Vergleich der aktiven Bereiche	44
4.4.2.	Phasenverschiebung der einzelnen Muskeln	46
4.4.3.	Vergleich der Muster anhand des globalen Maßes.....	49
4.5.	Vergleich des EMG Profils bei unterschiedlichen Fahrradtypen	51
4.5.1.	Vergleich aller Fahrradtypen bei 30 UpM.....	51
4.5.2.	Vergleich von Liegerad, sitzender Steilradposition und Crosstrainer bei 50 UpM.....	54
4.5.3.	Kontribution der Muskeln zu unterschiedlichen Phasen der Umdrehung	57
4.5.4.	Maximalaktivierung bei cyclischen Lokomotionsformen	59
5.	Diskussion	61
5.1.	Typisches Aktivierungsmuster der Muskeln	61
5.2.	Einfluss von Last und Geschwindigkeit auf das EMG.....	64
5.3.	Doppelgipfel im EMG Profil.....	66
5.4.	Einfluss der geometrischen Position und Richtung der Gravitation.....	67
5.5.	Generalisierbarkeit des neuronalen Koordinationsmodells von Raasch [13] und Ting [3]...	70
5.6.	Betrachtung der Ergebnisse für die Rehabilitationsmedizin	74
6.	Zusammenfassung	76
7.	Anhang	78
8.	Literaturverzeichnis.....	80
9.	Danksagung.....	81

Abkürzungsverzeichnis

BDC	Bottom Dead Center, unterer Totpunkt
CRO	Crosstrainer
EMG	Elektromyographie
Glu	M. gluteus maximus
GM	M. gastrocnemius
Ham	Hamstrings
LGR	Liegerad
RF	M. rectus femoris
SL	M. soleus
STA	Steilrad in aufrechter Position
STS	Steilrad in sitzender Position
TA	M. tibialis anterior
TDC	Top Dead Center, oberer Totpunkt
UpM	Umdrehungen pro Minute
VL	M. vastus lateralis

1. Einführung

Fahrradfahren spielt eine wichtige Rolle sowohl im täglichen Leben, im Freizeit- und Leistungssport als auch in der Rehabilitation verschiedener Krankheiten. Elektromyographie (EMG), d.h. die Aufzeichnung von Potentialunterschieden über der Muskeloberfläche, ist eine Möglichkeit das Zusammenspiel verschiedener Muskeln bei einer Bewegung zu untersuchen. Die messbaren Potentialunterschiede gehen zeitlich einer Muskelkontraktion unmittelbar voraus und geben durch ihre Höhe einen Anhalt über die Anzahl aktivierter Muskelfasern. Dadurch lässt sich die Muskeleerregung sowohl zeitlich bestimmen sowie auch in ihrer Stärke einschätzen.

Die elektromyographische Untersuchung der an der Fahrradbewegung beteiligten Muskeln ist bereits Inhalt vieler Publikationen (u.a. Ryan [4], Jorge [5], Ericson [6]). Untersucht wurden bis heute jedoch hauptsächlich Geräte, welche in der Körperhaltung und Sitzposition einem konventionellen Fahrrad gleichen. Es ist bekannt, dass die Orientierung des Fahrradfahrers zur Richtung der Schwerkraft das EMG Profil während der Bewegung beeinflusst (Savelberg [7], Brown [8]). Deshalb stellt sich die Frage nach der Übertragbarkeit der vorhandenen Daten auf andere Fahrradtypen wie z.B. einem Liegerad. Insbesondere über den Crosstrainer, der sich mit seiner elliptischen Bewegungsform dem Gehen eher nähert als es andere Fahrradtypen tun, liegen bisher nur wenig EMG Daten vor.

Weiterhin bekannt aus mehreren Arbeiten ist der Einfluss von Widerstand und Umdrehungszahl auf das EMG Profil des Fahrradfahrens (Neptune [2], MacIntosh [9], Li [10]). Da diese Arbeiten auf gesunde Freizeit- und Leistungssportler als Probanden zurückgegriffen haben, wurde der Einfluss bei hohen Wattzahlen untersucht. Kaum bekannt ist jedoch der Einfluss von Last und Geschwindigkeit in niedrigen Widerstandsbereichen, wie sie z.B. für das Training mittels funktioneller Elektrostimulation bei Patienten mit einer spinal verursachten Paraparese notwendig sind (Szecsi [11]).

Petrofsky [12] nutzt in seiner Arbeit von gesunden Probanden gewonnene EMG Profile, um daraus Stimulationsmuster für die funktionelle Elektrostimulation von Patienten mit zentralen Lähmungen zu erzeugen. Durch die Differenzierung zwischen unterschiedlichen Fahrradtypen und Fahrbedingungen bei der EMG Untersuchung lassen sich diese Muster optimal an das verwendete Trainingsgerät sowie an die Trainingsaufgabe anpassen.

Ting [3] zeigt in ihrer Arbeit, wie der neuronale Einfluss das Radfahren über sechs funktionelle Muskelgruppen steuert. Ändert man die Inertialkräfte, wird sichtbar, wie der neuronale Einfluss darauf reagiert. Dies gibt interessante Aufschlüsse darüber, wie der zentrale (spinale) Pattern Generator aufgebaut ist und Bewegungen steuert. Erkenntnisse hierüber sind wichtig, da der zentrale Pattern Generator bei einer Reihe von Krankheiten gestört erscheint. In diesem Zusammenhang ist interessant, wie sich die Muskulatur gesunder Probanden unter den Bedingungen verhält, die auch beim Training von Patienten angewandt werden.

2. Fragestellung

Die Inertialkräfte, welche auf die Fahrradbewegung einwirken, wurden in dieser Arbeit verändert, indem verschiedene Fahrgeschwindigkeiten, verschiedene Widerstände sowie unterschiedliche Laufrichtungen im Versuchsprotokoll zum Einsatz kamen. Die Gravitationskräfte wurden variiert, indem die Probanden auf mehreren Fahrradtypen fuhren, auf welchen die Ausrichtung des Körpers zur Senkrechten verschieden war. Änderungen im Verhalten der Muskeln ließen sich an den Faktoren Amplitude des EMG Ausschlags, Breite des aktiven Bereichs eines Muskels sowie Reihenfolge der Muskelaktivierung festmachen. Der aktive Bereich eines Muskels wurde wiederum definiert als der Bereich, in dem die EMG Amplitude einen bestimmten Schwellenwert überschritt.

Das aus der Literatur bekannte neuronale Koordinationsmodell (Raasch [13] / Ting [3]) postuliert, dass die Beinmuskulatur bei einer rhythmischen Bewegung periodisch in einer festen Sequenz aktiviert wird. Es ist bekannt, dass diese Sequenz durch eine Umkehr der Laufrichtung verändert werden kann und diese Veränderung Aufschlüsse über die Funktionsweise des spinalen zentralen Pattern Generators geben kann. Raasch und Ting haben das Pedaltreten bei konventionellem Fahrradfahren unter dem Aspekt einer Änderung der Laufrichtung untersucht und festgestellt, dass sich ein- und zweigelenkige Muskeln bei Änderung der Laufrichtung unterschiedlich verhalten.

Bei gleichem Koordinatensystem für beide Laufrichtungen wechseln eingelenkige Muskeln wie z.B. M. vastus lateralis ihre Phase um bis zu 180°, während zweigelenkige Muskeln wie z.B. M. rectus femoris keinen Phasenwechsel zeigen. Ändert sich die Richtung des Koordinatensystems mit der Laufrichtung ist dieser Effekt dementsprechend umgekehrt (s.u.).

Folgende Fragen werden in dieser Arbeit untersucht:

- I) Die Hauptfragestellung der Arbeit ist, inwiefern die bei Umkehr der Laufrichtung auftretende Sequenzänderung auf andere zyklische Lokomotionsbewegungen generalisierbar ist.
- II) Außerdem ist von Interesse, wie sich eine Änderung der geometrischen Position auf die Strategie der Muskelaktivierung bei unveränderter Laufrichtung auswirkt. Der Begriff Strategie bezeichnet hierbei Eigenschaften wie die Amplitude des EMGs, Breite des aktiven Bereichs sowie zeitliche Reihenfolge der Aktivierung.
- III) Weiterhin wird der Einfluss von Geschwindigkeit und Last beim Fahrradfahren im Bereich niedriger Widerstände bestimmt. Niedrig sind dabei Widerstände, welche auch für paraplegische Patienten mithilfe von funktioneller Elektrostimulation überwindbar wären.
- IV) Eine zusätzliche Fragestellung ist, inwiefern als Standard angesehene rehabilitative Ziele durch die verschiedenen geometrischen Positionen erreicht werden. Die rehabilitativen Ziele umfassen z.B. Aktivität des M. gluteus maximus, Hüftstreckung und höhere Aktivität in M. gastrocnemius sowie M. tibialis anterior.

3. Methoden

3.1. Experimentelle Umgebung

3.1.1. Probandenkollektiv

Die Messdaten wurden erhoben an einem Kollektiv von 10 gesunden Probanden, wovon drei weiblich und sieben männlich waren, im Alter von 21 bis 28 Jahren mit einer Größe von durchschnittlich 177cm (\pm 9cm STD) und einem Gewicht von durchschnittlich 73kg (\pm 14kg STD).

Alle Probanden waren zum Zeitpunkt der Versuche gesund und wiesen keine neurologischen Vorerkrankungen auf.

3.1.2. Versuchsprotokoll

Die Messungen in den vier geometrischen Positionen wurden für jeden Probanden an jeweils drei verschiedenen Tagen durchgeführt.

Dabei umfasste eine Sitzung das Fahren auf dem Liegerad, eine zweite Sitzung das Fahren auf dem Crosstrainer. Aufrechtes und sitzendes Steilradfahren wurden in derselben Sitzung gemessen, wobei zuerst das aufrechte Steilradfahren und danach das sitzende Steilradfahren registriert wurde.

Gemessen wurde das EMG Profil von M. rectus femoris (RF), M. vastus lateralis (VL), Hamstring (Ham), M. gluteus maximus (Glu), M. tibialis anterior (TA), M. gastrocnemius medialis (GM) und M. soleus (SL) des linken Beines.

Vor jeder Sitzung wurde die Behaarung des linken Beines komplett entfernt, zum einen um das Entfernen der zahlreichen Klebestreifen nach der Messung einfacher zu gestalten, aber v.a. um einen einwandfreien Kontakt der Klebeelektroden zu gewährleisten.

Die Rasur mit handelsüblichen Einwegrasierklingen bot zusätzlich den Vorteil, dass die Hautoberfläche dadurch aufgeraut und damit zusätzlich leitfähig gemacht wurde, entsprechend der Empfehlung der SENIAM Gruppe [14].

Weiterhin wurde die Haut nach der Rasur mit Alkoholtüchern abgerieben, um sie zu entfetten.

Bei den verwendeten Elektroden handelte es sich um handelsübliche EKG Elektroden der Firma Skintact mit der Produktbezeichnung F-55, bestehend aus PE-Schaum mit leitendem Gel im Zentrum.

Damit die Elektroden mit möglichst geringem Abstand zueinander geklebt werden konnten ohne sich dabei zu berühren, wurden sie zugeschnitten, um den Durchmesser von ursprünglich 55mm zu reduzieren (siehe Abbildung 1).



Abbildung 1 : Vorbereitung der Elektroden

Die Elektroden wurden auf dem Ort der größten Muskelmasse platziert, wobei die SENIAM [14] Empfehlungen den Ausgangspunkt für die Platzierung festlegten. Dabei wurde großer Wert darauf gelegt, Herausquellen von Gel an den Seiten der Elektroden und dadurch entstehende Kurzschlüsse zu vermeiden. Nach Aufbringen auf die Haut wurden die Elektroden zugentlastet in Form einer Kabelschleife, die mit einem Pflasterstreifen verklebt wurde. Die weiteren Kabelstränge wurden danach unter strenger Beachtung, dass sie sich weder gegenseitig noch die Elektroden der anderen Muskeln berühren, am Bein entlanggeführt und in kleinen Abständen zusätzlich durch Klebestreifen am Bein fixiert.

Über diesen Aufbau wurde ein elastischer Schlauchverband gestülpt, was zum einen Bewegung der Kabel und zum anderen übermäßiges Schwingen des Gewebes verhinderte. Durch die konsequente Stabilisierung der Kabelführung sollte das Auftreten von Artefakten weitmöglichst vermieden werden. Die Kabelstränge der Unterschenkelmuskulatur verließen den Strumpf lateral des Kniegelenks, die des Oberschenkels auf Höhe des Trochanter major am proximalen Femurende. Von dort aus verliefen die Kabel je nach Fahrradtyp unterschiedlich zu den Vorverstärkern.

Am Liegerad stand ein Stuhl neben dem Probanden, auf dem die Vorverstärker befestigt waren. Die Kabel wurden vom Probanden kommend zuerst am Stuhl mit Klebestreifen befestigt und danach zu den Vorverstärkern geführt, was eine Übertragung von Zug vermied.

Beim Crosstrainer wurden die Vorverstärker dem Probanden mit Taschen umgeschnallt und an der linken Flanke eng am Körper befestigt. In diesem Fall wurde die Leitung von den Vorverstärkern zum Trennverstärker noch am Stuhl befestigt, um wieder eine Übertragung von Zug zu verhindern.

Beim Steilrad wurden die Vorverstärker direkt an dem umgebenden Geländer befestigt und die Kabel vom Probanden zunächst am Geländer mit Klebestreifen fixiert und danach am Vorverstärker eingesteckt, was wiederum Wackeln oder Bewegung der Steckverbindung verhinderte.

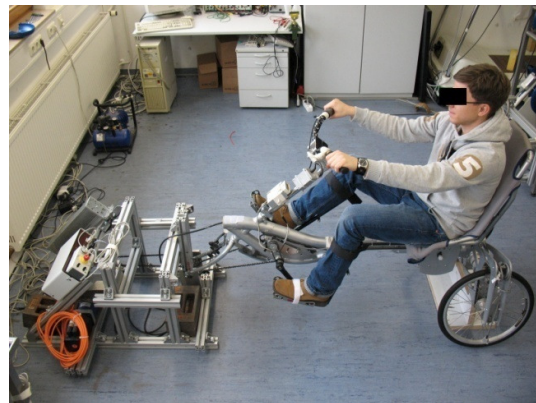


Abbildung 2 : Proband auf de Liegerad

Der Proband wurde zunächst zu kurzem, lockerem Treten aufgefordert, um eine fehlerfreie Funktion der Apparatur zu überprüfen. Gleichzeitig konnte durch Kontrolle der EMG Kurven das Auftreten von durch den Messaufbau bedingten Artefakten (z.B. periodischer Zug an einer Elektrode) ausgeschlossen werden.

Anschließend wurde mit der Datengewinnung begonnen. Dazu begann der Proband, mit einem definierten Widerstand und einer konstanten Geschwindigkeit, die er über das Biofeedback einer Tachonadel halten konnte, zu treten, und erst als ein stabiler Zustand erreicht war, wurde die

Aufzeichnung gestartet. Unter jeder Bedingung wurden zwei Minuten aufgezeichnet, um genügend Daten für eine Mittelung zur Verfügung zu haben. Jede Bedingung wurde einmal im Vorwärtstreten und einmal im Rückwärtstreten untersucht.

Das Protokoll der verschiedenen Widerstände und Geschwindigkeiten war von Fahrrad zu Fahrrad leicht unterschiedlich. Es orientierte sich an den beschriebenen Widerstandsstufen der Fahrräder, wobei die Widerstände möglichst niedrig gewählt wurden, um Vergleichbarkeit zu schaffen mit Widerständen, die querschnittsgelähmte Patienten unter FES überwinden können.

Folgende Bedingungen wurden auf den entsprechenden Fahrrädern ausgemessen:

Auf dem Liegerad:

UpM	Einstellung der Bremse	ermittelter Widerstandswert in Nm	Richtung
30	-4	3	vor/rück
30	-2	3	vor/rück
30	0	3	vor/rück
30	9	7	vor/rück
50	-4	3	vor/rück
50	-2	3,5	vor/rück
50	0	4	vor/rück
50	9	8,5	vor/rück
70	-4	4	vor/rück
70	-2	4	vor/rück
70	0	5	vor/rück
70	9	11	vor/rück

Tabelle 1 : Geschwindigkeiten und Widerstände auf dem Liegerad

Das Steilrad wurde zunächst mit einer zusätzlichen Bremse vorbereitet, und beide Bremsen wurden auf volle Belastung eingestellt, da es sich gezeigt hat, dass das Fahren für die Probanden im Stehen mit hohem Widerstand angenehmer ist. Das volle Protokoll ähnlich dem Steilrad im Sitzen konnte nicht vermessen werden, da eine Geschwindigkeit von 70 UpM im Stehen auf diesem Fahrrad nur schwer möglich ist, und die Probanden durch zu langes Fahren in dieser Position ihre Leistungsgrenze erreicht hätten.

So wurde der aufrechte Fahrversuch zunächst mit den zwei Bremsen vorwärts und rückwärts, danach mit derselben Bremse wie im Sitzen mit einem Widerstandswert, der dem einer querschnittsgelähmten Patientin entsprach, durchgeführt. Anschließend wurde der Sitz wieder befestigt, und das Protokoll des Liegerades auch auf dem Steilrad in sitzender Position gemessen.

Der Versuchsablauf auf dem Steilrad im Überblick:

UpM	Einstellung der Bremse	ermittelter Widerstandswert in Nm	Richtung
30	zwei Bremsen (20)	11	vor/rück
30	5	4,1	vor/rück

Tabelle 2 : Geschwindigkeiten und Widerstände in aufrechter Steilradposition

UpM	Einstellung der Bremse	ermittelter Widerstandswert in Nm	Richtung
30	-4	3	vor/rück
30	-2	3	vor/rück
30	0	3	vor/rück
30	9	7	vor/rück
50	-4	3	vor/rück
50	-2	3,5	vor/rück
50	0	4	vor/rück
50	9	8,5	vor/rück
70	-4	4	vor/rück
70	-2	4	vor/rück
70	0	5	vor/rück
70	9	11	vor/rück

Tabelle 3 : Geschwindigkeiten und Widerstände in sitzender Steilradposition

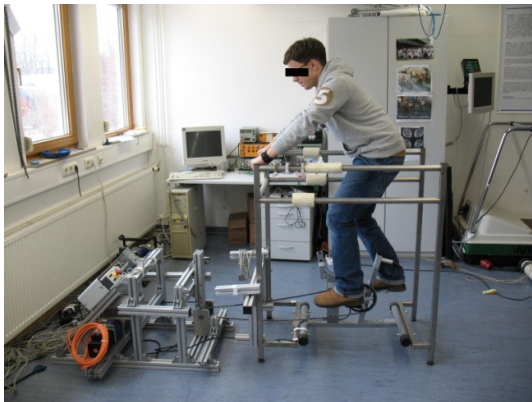


Abbildung 4 : Proband in aufrechter Steilradposition



Abbildung 3 : Proband in sitzender Steilradposition

Nachdem sich im Verlauf der Fahrradmessungen nur geringe Unterschiede im EMG Profil zwischen den niedrigen Schwierigkeitsstufen erkennen ließen, wurde das Messprotokoll für die zeitlich danach stattfindenden Crosstrainermessungen reduziert, um den zeitlichen Aufwand für die Probanden zu reduzieren. Statt drei niedrigen Widerständen und einem hohen fuhren die Probanden auf dem

Crosstrainer mit einem niedrigen, einem mittleren und einem verhältnismäßig hohen Widerstand, um zusätzlich zu den untersuchten niedrigen Widerständen noch extrem klare Profilbilder zu erzeugen.

Der Versuch gliederte sich auf dem Crosstrainer daraufhin wie folgt:

UpM	Einstellung der Bremse	ermittelter Widerstandswert in Nm	Richtung
30	1	2,7	vor/rück
30	6	6,4	vor/rück
30	12	13,3	vor/rück
50	1	3,7	vor/rück
50	6	12,5	vor/rück
50	12	19,7	vor/rück
70	1	4,7	vor/rück
70	6	13,8	vor/rück
70	12	25,9	vor/rück

Tabelle 4 : Geschwindigkeiten und Widerstände auf Crosstrainer



Abbildung 5 : Proband auf Crosstrainer

Nach der Datensammlung wurde mit einem Winkelmesser der obere Totpunkt (TDC) als der Winkel bestimmt, den die Verbindungslinie zwischen Trochanter major und der Kurbelachse des Fahrrads im Sitzen mit der Waagrechten zusammen einschloss. Für das Steilrad im aufrechten Fahren und den Crosstrainer, wo dieser Punkt nicht fixiert lag, wurde der TDC mit 90° angenommen.

3.1.3. Mechanischer Aufbau

3.1.3.1. Liegerad

Bei dem Liegerad handelt es sich um ein kommerziell erhältliches Dreirad, an welchem geringfügige Änderungen vorgenommen wurden. Die ursprüngliche Antriebskette, die die Pedale mit der Hinterachse verbunden hatte, wurde entfernt. Stattdessen wurde eine Kette über das vordere Ende des Dreirads hinausgeführt, um vorne mit dem Drehmomentmessblock verbunden zu werden. Das Vorderrad wurde entfernt, um das Dreirad mit seiner Gabel am Drehmomentmessblock zu befestigen. Zusätzlich wurde ein 8-Bit Encoder am Dreirad befestigt, welcher über einen Riemen mit der Kurbel verbunden war und die Stellung der Kurbel als digitale Information an den Messrechner meldete. Das Dreirad stand auf seinen Hinterrädern und am vorderen Ende eingehakt in die Messvorrichtung. Es wurden spezielle Pedale verwendet, welche das Sprunggelenk durch eine Stütze am Unterschenkel fixierten (Abbildung 6).



Abbildung 6 : Fußfixierung im Pedal

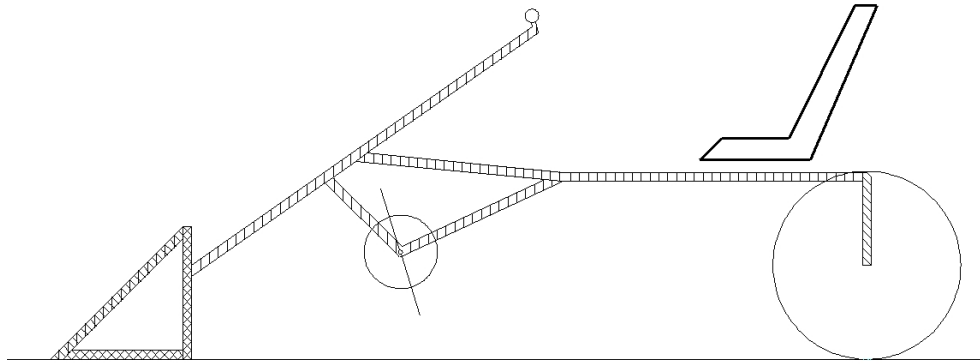


Abbildung 7 : Skizze des Liegerades

3.1.3.2. Steilrad in sitzender und aufrechter Position

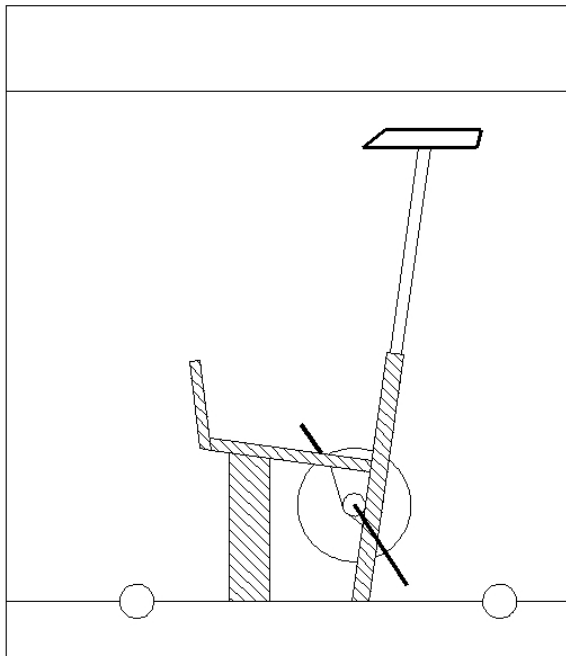


Abbildung 8 : Skizze der Steilrad Konstruktion

Der Grundaufbau des Steilrades bestand aus dem Rahmen eines kommerziell erhältlichen Heimtrainers, dessen ursprüngliche Bremsvorrichtung sowie Verkleidung, Handgriffe und Pedale entfernt wurden, so dass nur noch der Sattel und eine freilaufende Kurbel am Rahmen befestigt waren. Halt für die Probanden bot ein kastenförmiges Gestänge, welches um die Vorrichtung herum aufgebaut war. Eine Kette wurde von der Kurbel zum vorderen Ende des Fahrrads geführt und dort wieder mit dem Messblock verbunden. Wie beim Liegerad war auch am Steilrad ein 8-Bit Encoder befestigt und über einen Riemen mit der Kurbel verbunden. An der

Gestängekonstruktion ließ sich die kombinierte Mess- und Bremsvorrichtung fest verbinden und dadurch der Abstand konstant und die Kette gespannt halten. Es wurden die gleichen Pedale verwendet wie beim Liegerad.

Um den Steilradversuch im Stehen durchzuführen, konnte der Sitz aus der Vorrichtung entfernt werden und die Versuchsperson hindernisfrei in stehender Position die Pedale bewegen, während sie sich wiederum durch das Gestänge gegen ein Umkippen zur Seite sicherte. Dabei wurden die

Probanden angewiesen, ihr Körpergewicht nicht durch die Arme abzustützen, sondern allein mit den Beinen zu tragen.

3.1.3.3. Crosstrainer

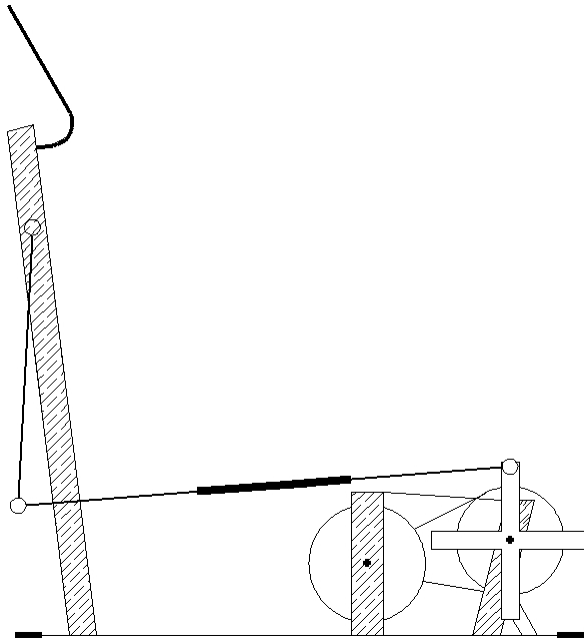


Abbildung 9 : Skizze des Crosstrainers

Es handelte sich ebenfalls um ein kommerziell erhältliches Heimtrainergerät, welches mit den Messvorrichtungen kompatibel gemacht wurde. Die Füße standen bei diesem Gerät auf zwei Trittstangen, welche am hinteren Ende exzentrisch an einem drehbaren Kreuz befestigt waren und somit dort eine Kreisbahn beschreiben. Das vordere Ende war knickbar mit der für die Armbewegung vorgesehenen Stange verbunden, welche ihrerseits wieder pendelnd mit der vorderen Säule des Geräts verbunden war. Dadurch ergab sich für den Fuß die charakteristische elliptische Bewegung.

Der Riemen zum Abgreifen der Winkelinformation lief über die Achse des Drehkreuzes und ordnete dadurch jedem Punkt auf der elliptischen Bahn eine Gradzahl auf der Kreisbahn zu. Aufgrund der engen Bauweise war es nur möglich, entweder die Vorrichtung für die Winkelinformation oder ein Zahnrad für die mechanische Verbindung zum Drehmomentmessblock einzubauen. Deshalb wurde die vorhandene Bremsvorrichtung des Crosstrainers belassen und der Widerstand für die Versuchsreihe durch diese bereitgestellt, während die Winkelinformation an den PC übermittelt wurde. Für die Messung der Widerstandswerte wurde nach Abschluss der Versuchsreihe die Winkelmessvorrichtung entfernt und eine mechanische Verbindung zur Drehmomentmesswelle hergestellt. Dieses System wurde mithilfe eines Motors mit den Drehzahlen des Versuchsprotokolls betrieben und die Widerstandswerte bei verschiedenen Einstellungen der Bremsvorrichtung aufgezeichnet und über zwei Minuten gemittelt.

3.1.3.4. Messblock

Bis auf den Crosstrainer wurden alle Fahrradversuche mit derselben Bremsvorrichtung und demselben Drehmomentmessgerät durchgeführt. Dies war möglich, da Bremssystem und Drehmomentmesswelle in einer kompakten Einheit zusammengebracht waren, welche durch wenige Handgriffe an dem

jeweils zu messenden Fahrrad befestigt werden konnte. Es handelte sich bei dieser Einheit um ein Gerüst aus Boschprofilen, welches zum einen die Möglichkeit bot, die Gabel des Liegerades einzuhängen sowie es mit dem Geländer des Steilrades zu verbinden, zum anderen trug das Gerüst eine Achse, die über ein Zahnrad von der Fahrradkette angetrieben wurde. In diese Achse war das Drehmomentmessgerät (Firma ATI, Industrial Automation, Garner, USA) eingebaut und ein Rad mit einem Durchmesser von 47 cm war daran befestigt. Auf diesem Rad lief die Bremsvorrichtung, die über eine Walze das Rad verzögerte.

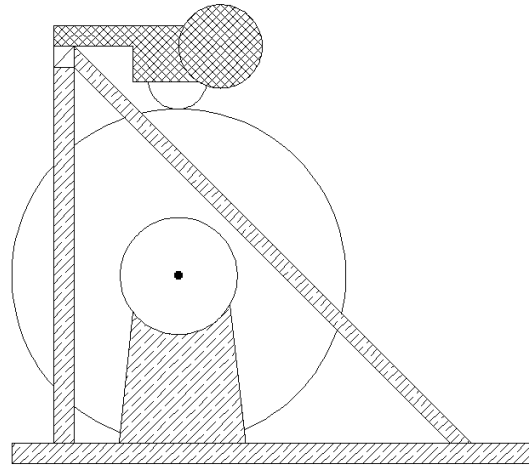


Abbildung 11 : Skizze des Messblocks

Die Bremse wurde gesteuert über ein digitales Kontrollgerät, welches über Widerstandsstufen von -4 bis +9 verfügte, deren Zahlenwert jedoch nicht in Beziehung gesetzt werden konnte, da die Widerstandsstufen zu unterschiedlicher Steigerung der Widerstandswerte führten. Zur effizienten Durchführung des Versuchsprotokolls wurden diese Widerstandsstufen als Anhaltspunkte herangezogen. Der tatsächliche Widerstand der

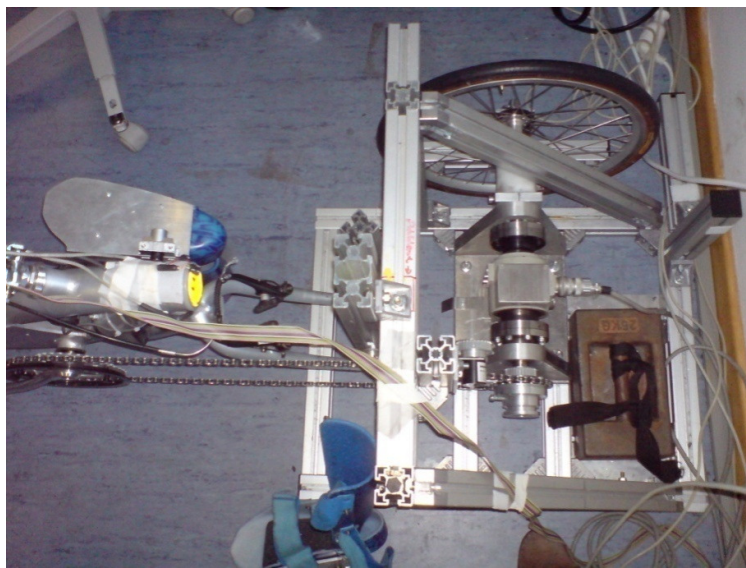


Abbildung 10 : Foto des Messblocks (Drehmomentmessgerät und bremsbares Schwungrad)

Bremse variierte sowohl mit diesen Widerstandsstufen als auch mit der Umdrehungszahl und wurde gesondert ausgemessen.

In den niedrigen Widerstandsbereichen von -4 bis 0 ergaben sich kaum Unterschiede zwischen den Drehmomentwerten. Sie wurden so engmaschig ins Versuchsprotokoll aufgenommen, um Vergleichbarkeit mit FES stimulierten querschnittgelähmten Patienten herzustellen, jedoch wurde das Versuchsprotokoll später reduziert, da gesunde Probanden in diesen Bereichen kaum Veränderungen aufwiesen.

3.1.4. Messtechnik

Der exakte Messaufbau ist dargestellt in der vorliegenden Skizze:

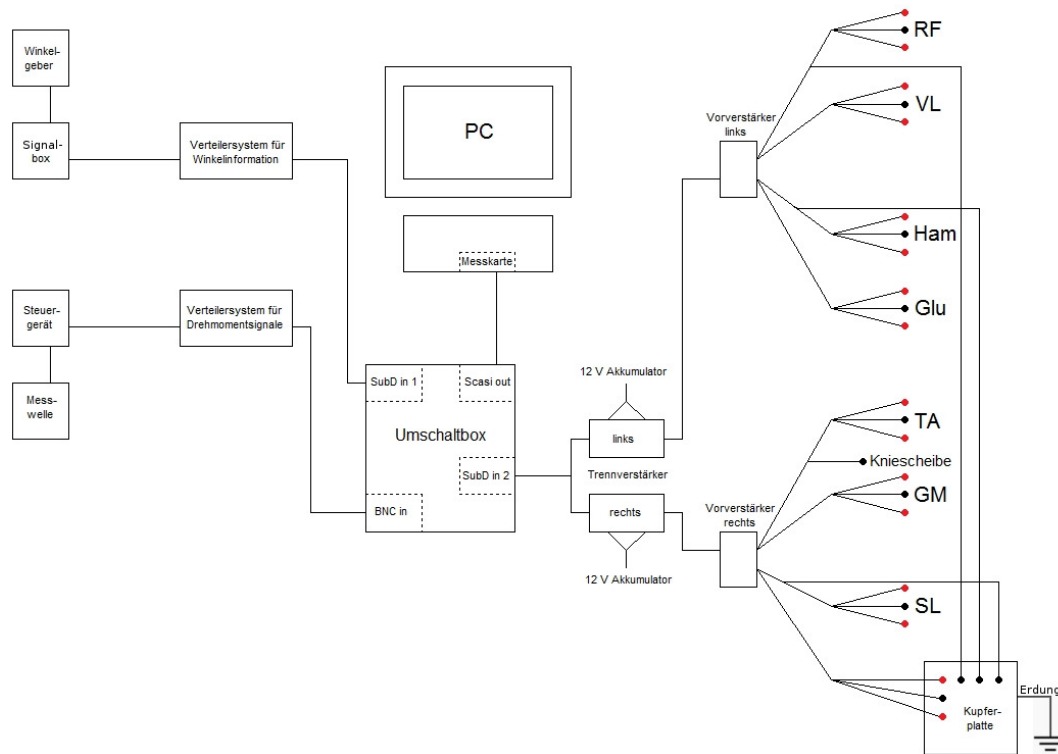


Abbildung 12 : Skizze des Messaufbaus

Als Messgerät diente ein PC, ausgestattet mit der Datenaquisitionskarte "NI DAQCard-6024E" der Marke National Instruments.

Der Kurbelwinkel wurde in ein 8-bit Signal codiert und durch den Messrechner mit einer Frequenz von 20Hz aufgezeichnet.

In den EMG Verstärkern war eine Hardware Filterung integriert mit einem Highpassfilter von zehn Hz sowie einem Lowpassfilter von 500Hz.

Die EMG Trennverstärker erhielten ihre Stromversorgung über jeweils zwei zwölf Volt Akkumulatoren, um u.a. Wechselstromartefakte zu vermeiden. Den Trennverstärkern vorgeschaltet waren die Vorverstärker, an denen jeweils zwei der Messkabel vom Probanden kommend angeschlossen waren. Jedes Messkabel wiederum bestand aus sieben Leitungen und umfasste zwei EMG Kanäle. Ein EMG Kanal bestand aus zwei Messelektroden und einer Masselektrode, welche zwischen den zwei Messelektroden dem Probanden aufgeklebt wurde. Die siebte Leitung eines Kabels war wiederum eine Masseleitung. Insgesamt liefen vier Messkabel zum Probanden, wodurch sich vier dieser zusätzlichen Masseleitungen ergaben, von denen eine auf der Kniescheibe des Probanden als muskelfreie Stelle des Beines aufgeklebt wurde. Die übrigen drei Leitungen sowie der achte EMG

Kanal, welcher nicht in Benutzung war, wurden auf einer Kupferplatte kurzgeschlossen und geerdet, um den Potentialunterschied auf Null zu reduzieren.

Kalibrierung:

Die EMG Potentiale wurden durch die Kombination aus Vorverstärker und Trennverstärker insgesamt 1000fach verstärkt. Zur Verifizierung dieses Faktors wurde das Messsystem kalibriert.

Dazu stemmte ein Proband auf einem Tisch sitzend ein Gewicht von 3,3kg, welches an seinem frei hängenden Bein befestigt war, für zweimal zwölf Sekunden in Beinstreckung.

Über dieselben Elektroden wurde das EMG Signal des M. rectus femoris einmal durch das zu kalibrierende System und zum anderen durch ein bekanntes System mit einem Verstärkungsfaktor von 1800 abgegriffen und aufgezeichnet. Aus den Absolutwerten der beiden EMG Signale wurde der Mittelwert gebildet, sodass sich aus dem Verhältnis der Mittelwerte das Verhältnis der Verstärkungsfaktoren ableiten ließ.

Die sieben EMG Kanäle und die Drehmomentwerte wurden mit einer Rate von 1000Hz abgetastet. Gespeichert wurden die Messungen in Form von .txt Files, in denen die Rohwerte in Spalten nebeneinander abgelegt wurden, wobei die geringere Abtastrate des Winkels ausgeglichen wurde, indem jeder Messwert 50mal abgespeichert wurde. Dadurch konnte bei zwei Minuten Dauer einer Messung eine konstante Spaltenlänge von 120000 Werten für alle Messparameter erzielt werden, die sich im Folgenden durch MatLab weiter bearbeiten ließ.

Die Software zum Aufzeichnen des EMGs wurde speziell für das vorliegende System mit den EMG Verstärkern, der Drehmomentmesswelle und dem Winkelmesser entwickelt und bot dadurch den besonderen Vorteil, dass sich die EMG Werte nicht nur im Zeitverlauf, sondern auch in Verhältnis zum Winkel darstellen ließen, was eine schnelle Einschätzung der Güte der Messung erlaubte. Systematische Artefakte wie z.B. das nach jeder Umdrehung wiederkehrende Klopfen auf eine Elektrode ließen sich so noch besser ausschließen als nur durch den Zeitverlauf allein, beispielsweise bei Auftreten von Signalen in untypischen Winkelbereichen.

3.2. Datenverarbeitung

Sämtliche Datenverarbeitung wurde mit MATLAB (Version 7.0, The Mathworks, Inc.) durchgeführt.

3.2.1. Erstellung des Amplitudenvektors

Für jeden Probanden wurde jeder zweiminütige Messvorgang einzeln verarbeitet und das Ergebnis gespeichert.

Um vorliegendes Grundrauschen der Kanäle aus dem Signal zu entfernen, wurde zunächst eine Detrend-Funktion auf die Rohdaten angewandt. Durch diese Funktion verschwinden lineare Trends aus dem Datensatz, wodurch sich ein konstantes Nullniveau des Signals einstellt. Danach wurde

zunächst entsprechend den Empfehlungen von SENIAM [14] ein gleitender Mittelwert über 25 Punkte aus den Rohdaten erstellt.

Jedem gemessenen Winkelwert wurde der Mittelwert aller bei diesem Winkel gemessenen EMG Werte zugeordnet.

Durch das 8-bit Signal des Winkelgebers ergaben sich 256 gemessene Winkelwerte. Teilweise war die Bit-Zahl reduziert, sodass sich für einen kleinen Teil der Messungen nur 128 gemessene Winkelwerte ergaben. Um eine Weiterverarbeitung und Mittelungen der Daten zu erleichtern, wurden die Messwerte auf eine Anzahl von 360 interpoliert, so dass jedem Winkelgrad ein Wert zugeordnet werden konnte. Um eine Verzerrung der Kurve im Randbereich der Interpolation zu vermeiden, wurde nicht der Bereich von 0° bis 360° allein interpoliert, sondern drei aufeinanderfolgende Zyklen von 0° bis 1080° und aus dieser Interpolation der Bereich von 361° bis 720° als neue Kurve übernommen. Dadurch wurde ein exaktes Aufeinandertreffen der Werte an der 0° Grenze gewährleistet.

Der so entstandene Amplitudenvektor wurde dem Probanden und der jeweiligen Messbedingung in einer Datenbank zugeordnet.

3.2.2. Bestimmung der aktiven Bereiche eines Muskels

Die beschriebene Filterung des EMG Vektors war integriert in ein Programm zum Auffinden von Start- und Stopppunkten anhand des Kriteriums des Überschreitens eines Schwellenwertes. Dieser Schwellenwert wurde festgelegt als zwei Standardabweichungen des EMG Signals eines erregungsfreien Bereiches. Um nun die Start- und Stopppunkte zu finden, stellte das Programm die EMG Kurve winkelbezogen dar und mittels Mausclick konnte ein erregungsfreier Abschnitt markiert

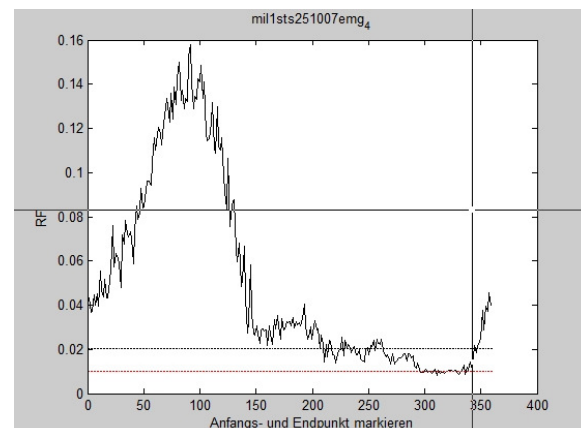


Abbildung 13 : Schwellenwertabhängige Bestimmung der Start- und Stopppunkte

werden. Aus diesem wurde dann automatisch der Schwellenwert berechnet und als waagrechte Linie in das Bild integriert. Nun konnten wiederum mittels Mausclick die Punkte markiert werden, an denen das Signal den Schwellenwert überschritt. Zum Aufspüren von Artefakten wurde gleichzeitig der Zeitverlauf des im Moment zu bewertenden Muskels über die vollen zwei Minuten angezeigt sowie ein winkelbezogenes Übersichtsbild.

Durch diese Darstellungen konnten Artefakte, wie sie z.B. bei periodischen Elektrodenbewegungen auftraten, durch ihr charakteristisches Erscheinungsbild als auch durch Vergleich mit zu erwartenden Aktivierungsmustern identifiziert und von aktiven Bereichen unterschieden werden. Dies war durch manuelle Auswertung effizienter zu bewerkstelligen als durch ein Programm, da sich durch die

periodische Wiederkehr einer solchen Elektrodenbewegung das Artefakt in winkelbezogener Berechnung ebenso als Gipfel darstellt wie die tatsächliche Muskelерregung. Ein Programm, welches nach Schwellenüberschreitungen sucht, hätte möglicherweise falsch positive Bereiche herausgefiltert.

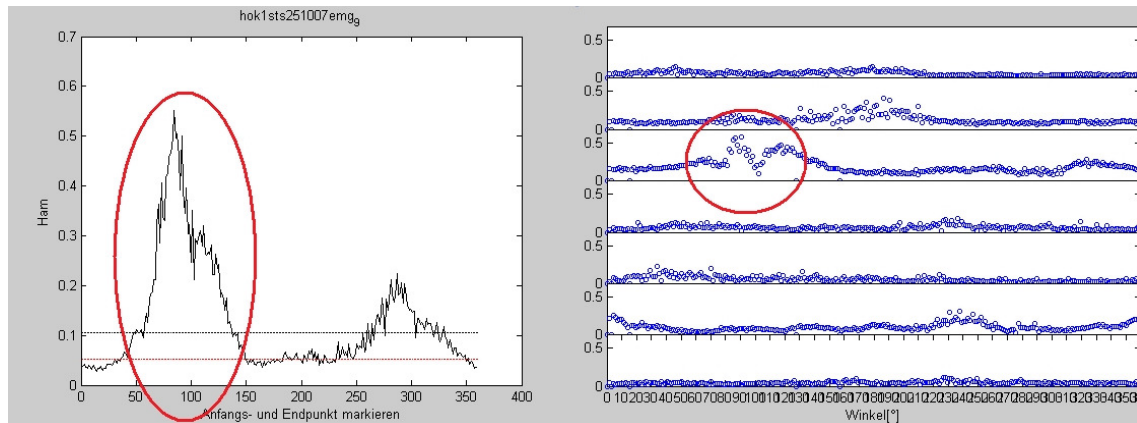


Abbildung 14 : Artefakterkennung durch ungefilterten Winkelverlauf

Die ermittelten Anfangs- und Endwinkel der Erregung wurden wiederum dem jeweiligen Probanden und der jeweiligen Messbedingung in der Datenbank zugeordnet.

3.2.3. Aufbau der Datenbank

Die vollständige Struktur der Datenbank lässt sich folgender Übersicht entnehmen:

```
{SubjectDataTab}12.Name =
    .{Exp}4.Fahrradtyp =
        .TDC =
            .{Lauf}n.rpm =
                .Resistance =
                .Direction =
                .DrehmomentVektor =
                .DrehmomentVektor360 =
                .rpmVektor =
                .RohFileName =
                .{muscle}7.Name =
                    .Start =
                    .Stop =
                    .TreshStart =
                    .TreshStop =
                    .TreshSchwelle =
                    .EMGVektor =
                    .winkelVektor =
                    .EMGVektor360 =
                    .winkelVektor360 =
```

n = 24 für Liegerad und Steilrad sitzend
 n = 4 für Steilrad aufrecht
 n = 18 für Crosstrainer

Abbildung 15 : Struktur der Datenbank

Die Messergebnisse sind geordnet nach Namen der Person, als nächste Organisationsstufe nach dem Fahrradtyp und danach nach den Bedingungen des einzelnen zweiminütigen Laufs.

Jeder Fahrradtyp läuft in der Datenbank als einzelnes Experiment (Exp), wobei jedem Experiment der Name des Fahrrads und der ausgemessene bzw. festgelegte TDC zugeordnet sind. Jedes Experiment enthält die Tabelle der Läufe. Dabei ist jedem Lauf seine Geschwindigkeit (rpm), sein Widerstand (Resistance) und seine Richtung (Direction) zugeordnet. Über diese Informationen kann ein Lauf von einem Suchprogramm identifiziert werden und auf die untergeordnete Tabelle der sieben Muskeln zugegriffen werden. Dort sind für jeden Muskel einmal sein Name unter "Name" und sämtliche zugehörigen Werte gespeichert.

Unter Start und Stop finden sich rein inspektorisch bestimmte Start/Stop Punkte, welche den Beginn einer Muskeleregung ohne Schwellenwertüberschreitung markieren. Diese Werte erwiesen sich als unpraktikabel und wurden nicht zur Erzeugung von Grafiken verwandt.

TreshStart und TreshStop sind entsprechend die mit Schwellenwert festgelegten Start/Stop Punkte. Unter TreshSchwelle ist der aus dem Nullniveau berechnete Schwellenwert abgelegt. Außerdem enthält die Datenbank unter EMGVektor den gefilterten und gemittelten Amplitudenvektor und den zugehörigen WinkelVektor. Die auf 360 Werte interpolierten Vektoren finden sich unter EMGVektor360 bzw. WinkelVektor360.

3.2.4. Koordinatensystem der Winkel

Die Drehgeber aller Fahrräder waren so eingestellt, dass ihr Nullpunkt der Punkt war, an dem die linke Kurbel waagrecht nach hinten zeigte. Sämtliche während den Versuchen aufgezeichnete Winkel waren auf diesen technischen Nullpunkt bezogen. Auch bei der Auswertung und dem Eintrag in die Datenbank waren alle Winkel auf den technischen Nullpunkt bezogen.

Für die Erzeugung von Darstellungen der Ergebnisse und deren Vergleich liegt ein anderes Koordinatensystem zugrunde, das in vorliegender Skizze überblickt werden kann.

Als erste Abwandlung wurde jedem Wert der dem Fahrrad und der Person zugehörige TDC abgezogen, wodurch sich der Nullpunkt des Koordinatensystems vom technischen Nullpunkt zum TDC verschob. Zur Bestimmung des TDC Winkels wurde der Winkel zwischen einer

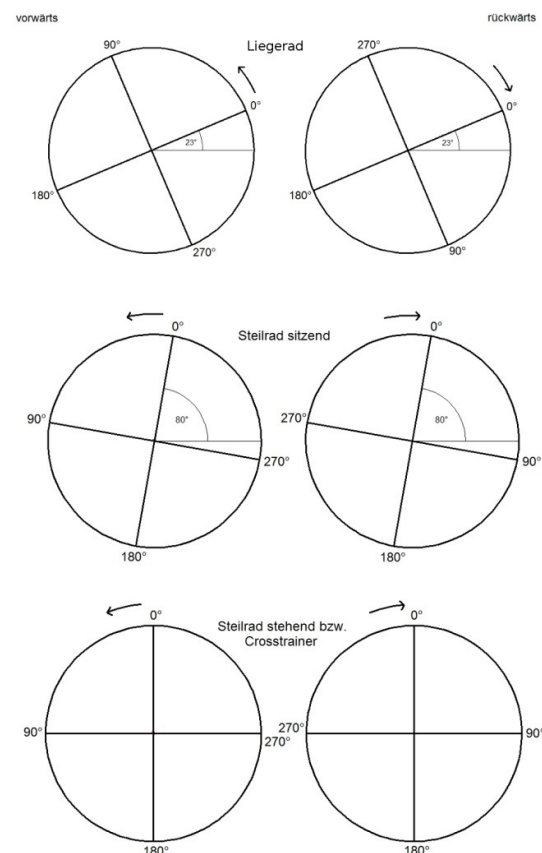


Abbildung 16 : Koordinatensystem der Winkel

Verbindungsline des Trochanter majors des Probanden und des Zentrums der Kurbel im Vergleich zur Waagrechten gemessen. Am TDC erreicht der Kniewinkel sein Minimum. Dadurch lässt sich die systematische Musteränderung des EMG Profils durch Änderung des Fahrradtyps, sofern sie sich durch eine simple Verschiebung des Profils äußert, herausrechnen und darüber hinausgehende Effekte werden deutlich vergleichbar. Dadurch ergab sich für LGR ein natürlicher Nullpunkt von ca. 23° bezogen auf den technischen Nullpunkt. Der natürliche Nullpunkt von STS lag durch die Position des Sattels bei ca. 80° und für STA und CRO wurde der natürliche Nullpunkt mit 90° angenähert.

Desweiteren ist die Richtung des Koordinatensystems beim Rückwärtsfahren invertiert worden, so dass sich der Winkel auch im Rückwärtsfahren in positiver Richtung verändert. Die Winkel von den rückwärtigen Messungen werden dazu alle von 360° abgezogen, woraus sich die Umkehrung ergibt.

3.2.5. Erzeugen von Kurven und Balkendiagrammen mit Median

Für die Erzeugung der Kurven lassen sich aus der Datenbank die Muskelereignisvektoren aller Personen zu bestimmten Bedingungen suchen. Aus diesen jeweils zehn Vektoren wird der Median gebildet, da sich gezeigt hat, dass der Median der zehn Probanden verlässlichere Ergebnisse liefert als eine Mittelung, welche sehr anfällig für Abweichungen durch ausreißende Werte ist. Dieser Medianvektor wird in Relation zum TDC korrigierten Winkelvektor geplottet.

Bei den Balkendiagrammen werden ebenfalls für jede Bedingung die zehn Einzelwerte für Start- und die zehn Einzelwerte für den Stopppunkt aus der Datenbank gesucht und nach Abzug des TDC davon jeweils der Medianwert berechnet, welcher dann im Diagramm dargestellt wird.

3.2.6. Einteilung der Umdrehung in verschiedene Phasen und Anteilsberechnung

Neptune et al. [2] haben EMG Profile bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten untersucht. Sie stellen ihre Ergebnisse u.a. in einem Diagramm dar, welches sich auf eine Unterteilung der Umdrehung in vier Phasen bezieht und in Prozent darstellt, über welchen Anteil einer Phase ein Muskel aktiv ist. Diese Art der Darstellung wurde auf die vorliegenden Daten angewandt, wobei anstatt auf unterschiedlichen Geschwindigkeiten das Augenmerk auf den verschiedenen geometrischen Positionen lag. Die vier Phasen der Umdrehung wurden zur Vergleichbarkeit entsprechend Neptune [2] bezogen auf TDC folgendermaßen eingeteilt: Extensor- (E) und Flexorphase (F) von 337° bis 134° und 149° bis 324° , Top- (T) und Bottomphase (B) von 241° bis 35° und 72° bis 228° .

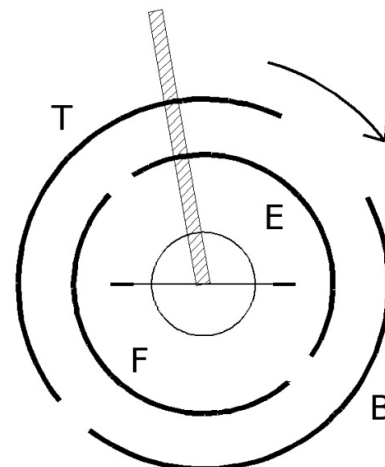


Abbildung 17 : Phaseneinteilung
modifiziert nach Neptune [2]

Für sämtliche Bereiche wurde untersucht, wieviele EMG Werte für jeden Probanden oberhalb des Schwellenwerts lagen. Diese Anzahlen wurden addiert und der Anteil an der Gesamtmenge an Messwerten berechnet. So ergab sich die entsprechende Prozentzahl der Aktivierung im entsprechenden Bereich.

Nach den von Ting [3] definierten funktionellen Gruppen lassen sich jedem der untersuchten Muskeln Phasen aus dieser Einteilung zuordnen. In diesen Phasen üben die Muskeln ihre für die Fahrradbewegung wichtigste Funktion aus. Einen Überblick über die zugeordneten Phasen gibt Tabelle 5, wobei GM und SL in der Literatur als Triceps surae zusammengefasst werden.

RF	T und E Phase
VL	E Phase
Ham	B und E-B Phase
Glu	E und E-B Phase
TA	T Phase
GM	B Phase
SL	B Phase

Tabelle 5 : Wichtigste Muskelfunktionen nach Ting [3]

3.2.7. Berechnung von Signifikanzen

Um signifikante Unterschiede zwischen Amplitudenwerten bei bestimmten Modalitäten festzustellen, wurden zunächst die EMG Vektoren aller zehn Versuchspersonen durch Polynome angenähert.

Von den Polynomkurven wurden die Maxima bestimmt. Dadurch gab es zu jeder Modalität jeweils zehn Maxima, von jeder Person eines.

Diese Maxima Mengen wurden nun mit einem 3-Faktoren Anova Test verglichen mit den Einflussgrößen Geschwindigkeit, Belastung und Fahrradtyp. Als Posthoc Test wurde ein Tuckey Kramer Test angewandt.

Da von STA nur eine Geschwindigkeit in den Messdaten vorhanden war, musste STA mit den anderen Fahrradtypen in Einzelvergleichen durch einen T-Test verglichen werden.

Um signifikante Änderungen der aktiven Bereiche festzustellen, wurde auf die Anfangs- und Endwinkel die Circuläre Distribution nach Zar [15] (S.598-S.601) angewandt und diese danach durch einen Watson Williams Test verglichen.

Zum Vergleich der verschiedenen Prozentzahlen in der Anteilsberechnung nach Neptune [2] kam ein 1-Faktor Anova Test zum Einsatz.

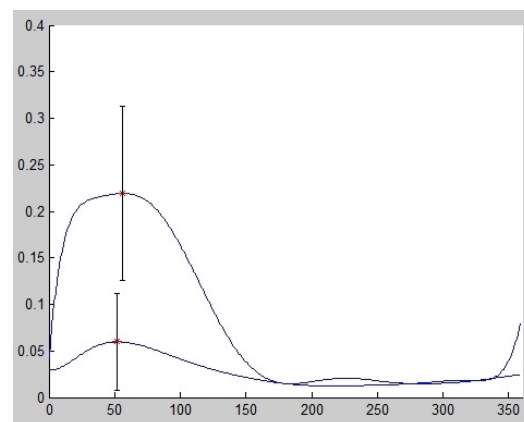


Abbildung 18 : Beispiel zweier EMG Polynome und für Berechnung verwendeter Maxima

3.2.8. Berechnung der Phasenverschiebung

Als Grundlage für die Berechnung der Phasenverschiebung dienten die Kurven aller Fahrradtypen bei jeweils 30 UpM und einem Widerstand von 3-4Nm. Die Kurven wurden auf Prozent ihres Maximalwertes normiert um die Erregungsgipfel besser vergleichbar zu machen.

Die Phasenverschiebung wurde berechnet nach der von Ting [1] vorgeschriebenen Methode:

$$r_T = \sum_{i=1}^{360} \frac{(f_i - \bar{f}) * (b_{i-T} - \bar{b})}{(n - 1) * std_f * std_b}$$

In dieser Formel symbolisiert f den Vektor des EMG Profils eines Muskels unter einer Bedingung und b den Vektor des EMG Profils des entsprechenden Muskels während einer anderen Bedingung (z.B. ein Vektor während des Vorwärtsfahrens und ein Vektor während des Rückwärtsfahrens). \bar{f} und \bar{b} sind jeweils die Mittelwerte der Vektoren und std_f und std_b die zugehörigen Standardabweichungen. n steht für das Maximum von i , in diesem Fall 360.

Eine Abwandlung der Methode von Ting [1] besteht darin, dass bei Ting [1] die Umdrehungsphase in 16 Teile eingeteilt wurde, somit die Vektoren f und b jeweils nur aus 16 Elementen bestanden und damit i ebenfalls nur Werte von eins bis 16 annahm. In der vorliegenden Arbeit wurde durch die Einteilung der Umdrehung in 360 Phasen, also Betrachtung eines jeden Grades, die Auflösung erhöht. T steht für die Gradzahl, um die Vektor b in Relation zu Vektor f verschoben wurde. Für jede mögliche Verschiebung T von einem bis 360° wurde der r -Wert berechnet. Der r -Wert ist ein Maß der Deckungsgleichheit der zwei verglichenen Vektoren nach der Verschiebung. Als Phasenverschiebung wurde der Winkel T definiert, an dem der damit berechnete r -Wert sein Maximum erreichte.

Überschritt die Phasenverschiebung 180° , wurden davon 360° abgezogen, da eine Verschiebung von 270° nach rechts z.B. einer Verschiebung von 90° nach links entspricht. So lassen sich leichter kleine und große Differenzen erkennen. Dadurch erklären sich die negativen Vorzeichen einiger Ergebnisse. Der zugehörige r^2 -Wert ist ein Maß für die entstehende Überlappungsfläche und erreicht im größtmöglichen Fall den Wert 1.

Berechnet wurde die Verschiebung von Mediankurven aller zehn Probanden nach Normierung der Kurven auf 100 Prozent.

3.2.9. Globales Maß der Ähnlichkeit von Mustern

Die Berechnung der Phasenverschiebung lässt sich nicht nur für den Vergleich von Vorwärts- und Rückwärtsfahren auf dem gleichen Fahrradtyp anwenden, sondern ist auch ein gutes Maß für die Ähnlichkeit von EMG Profilen auf unterschiedlichen Geräten.

Durch die hohe Zahl an verschiedenen Bedingungen ist jedoch eine Aufschlüsselung der Ergebnisse in sieben Einzelmuskeln aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht praktikabel.

Aus diesem Grund hat sich ein Mittelwert über die Phasenverschiebung von fünf Muskeln als globales Maß der Ähnlichkeit zweier Fahrbedingungen bewährt.

Die fünf in die Berechnung eingeschlossenen Muskeln sind RF, VL, Ham, TA und GM. Diese wurden ausgewählt, da es sich um die in der vorliegenden Literatur am umfassendsten untersuchten Muskeln handelt. Außerdem ist ein Ausschluss von Glu sinnvoll, da im untersuchten Bereich niedriger Widerstände keine konstante Aktivität von Glu auf LGR und STS vorhanden war, was die Ergebnisse verfälscht hätte.

Grundlage der Berechnung waren wiederum normierte Mediankurven aller Probanden.

Zunächst wurde für jede Kombination (z.B. zwei unterschiedliche Fahrradtypen in gleicher Laufrichtung) die Phasenverschiebung der fünf Muskeln wie oben beschrieben berechnet. Diese Berechnung wurde zunächst für die Kurven eines jeden Probanden unter jeder Bedingungskombination durchgeführt. Danach wurde aus den zehn Einzelwerten unter einer jeden Bedingungskombination auf Grundlage der Circulären Distribution nach Zar ([15] S. 598 - S. 601) der Medianwert gebildet. Anschließend wurde erneut auf Grundlage der Circulären Distribution der Medianwert aus den fünf ins globale Maß eingeschlossenen Muskeln gebildet.

Nach dem gleichen Prinzip fand die Berechnung der r^2 -Werte statt, nur wurde keine Circuläre Distribution, sondern ein einfacher Medianwert berechnet.

4. Ergebnisse

RF zeigt seine Aktivität bei allen Bedingungen in der T Phase und breitet sich bei manchen Bedingungen verstärkt in die E Phase aus (Abbildung 19, Abbildung 20).

VL ist in der E Phase zu sehen bei LGR und STS (Abbildung 19, Abbildung 20). Bei STA und CRO kommt eine Stabilisierungsfunktion hinzu, welche zu Daueraktivität von VL führt. BDC zeigt jedoch einen Einbruch der VL Aktivität (Abbildung 23, Abbildung 29, Abbildung 31).

Ham zeigt seine Aktivität hauptsächlich um BDC herum (z.B. Abbildung 19, Abbildung 20).

Glu Aktivität zeigt sich nur unter bestimmten Bedingungen. Wenn Glu Aktivität sichtbar wird, erscheint diese in der E Phase (Abbildung 29, Abbildung 30, Abbildung 31, Abbildung 32).

TA zeigt seine Hauptaktivität um den TDC (z.B. Abbildung 29, Abbildung 30).

GM arbeitet hauptsächlich um den BDC (z.B. Abbildung 29, Abbildung 30).

SL wirkt ebenfalls bei BDC hat aber auch zu großem Anteil Extensoraktivität (z.B. Abbildung 29, Abbildung 30).

4.1. Einfluss der Geschwindigkeit auf das EMG Profil

4.1.1. Einfluss der Geschwindigkeit auf das EMG Profil in sitzender Steilradposition

Steigert man bei konstanter Last die Umdrehungszahl, so wirkt sich das deutlich auf die Amplituden des resultierenden EMGs aus. Betrachtet man die Amplitudenkurven in Abbildung 19, so zeigen bis auf RF und Ham alle Muskeln die Tendenz ihre EMG Amplitude mit steigender Geschwindigkeit zu erhöhen, sowie die Basis des EMG Gipfels zu verbreitern. RF bildet eine Ausnahme, da die Maximalwerte seiner Amplitudenkurve schon bei einem Geschwindigkeitssprung von 30 auf 50 UpM leicht, jedoch beim Sprung von 50 auf 70 UpM stark abnehmen. Der Gipfel der **RF** EMG Kurve wird mit zunehmender Geschwindigkeit deutlich breiter, indem er früher mit der Steigung beginnt und ebenso später abfällt. Abbildung 20 zeigt die zugehörigen aktiven Bereiche aller untersuchten Muskeln. Betrachtet man die Start- und Stoppwinkel von RF in diesem Fall, so zeigt sich bei der Steigerung von 30 auf 50 UpM ein deutlicher Sprung des Startpunktes, welcher 30° früher erreicht wird. Der Stopppunkt wird dabei 20° später erreicht. Die Steigerung von 50 auf 70 UpM bewirkt jedoch nur noch eine Verschiebung des Startpunktes um 10° an frühere Stelle.

Der Stopppunkt wird in diesem Fall sogar ebenfalls wieder 10° früher erreicht.

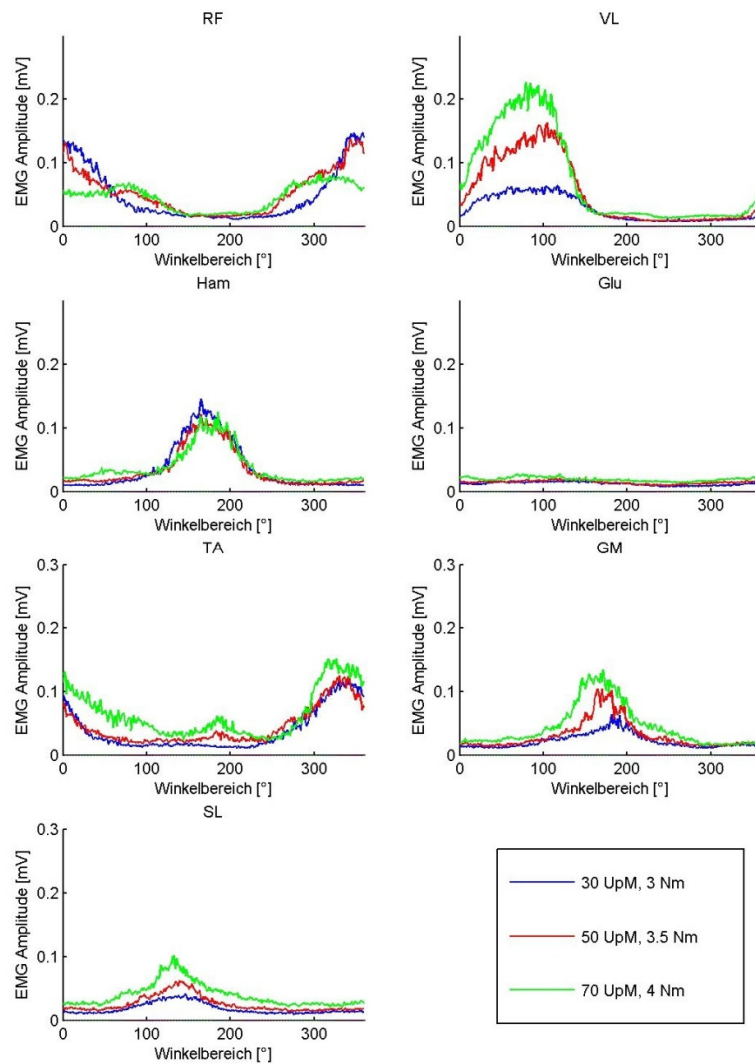


Abbildung 19 : Einfluss der Geschwindigkeit auf die Amplitude von STS

VL zeigt bei jeder Geschwindigkeit einen rapiden Anstieg und Abfall der EMG Amplitude. Bei einer Steigerung von 30 auf 50 UpM verdoppelt sich die Amplitude, von 50 auf 70 UpM kommt es noch einmal zu einer Erhöhung der Amplitude um einen ähnlichen absoluten Betrag wie bei der Steigerung von 30 auf 50 UpM, so dass die 70 UpM Amplitude die ca. dreifache Höhe der 30 UpM Amplitude erreicht. Der Startpunkt von VL wird bei der Steigerung von 30 auf 50 UpM ca. 10° früher und bei der Steigerung auf 70 UpM nochmals ca. 5° früher erreicht. Die Stopppunkte werden bei jeder Geschwindigkeitssteigerung ca. 10° früher erreicht.

Ham bildet eine Ausnahme in Bezug auf die Amplitudenkurve: Die Form des Amplitudengipfels bleibt gleich, der Betrag der Amplitude nimmt jedoch mit steigender Geschwindigkeit eher ab. Die

Startpunkte von Ham zeigen eine ähnliche Tendenz wie RF und VL, da sich von 30 auf 50 UpM ebenfalls ein starker Sprung um 20° in den früheren Bereich ergibt, jedoch von 50 auf 70 UpM zeigt sich keine Verschiebung. Die Stopppunkte zeigen keine klare Tendenz.

Die Aktivität von **Glu** war auf STS nicht bei allen Personen ausgeprägt und, wenn vorhanden, nicht gut ausgeprägt, so dass sich in der gemittelten Amplitudenkurve nur eine Nulllinie ergibt. Start- und Stopppunkte wurden ausgewertet bei Personen, die Glu Aktivität klar zeigten, diese Werte haben jedoch eine hohe Streuung. Dennoch zeigt sich wieder die Tendenz eines früheren Starts der Aktivität mit zunehmender Geschwindigkeit.

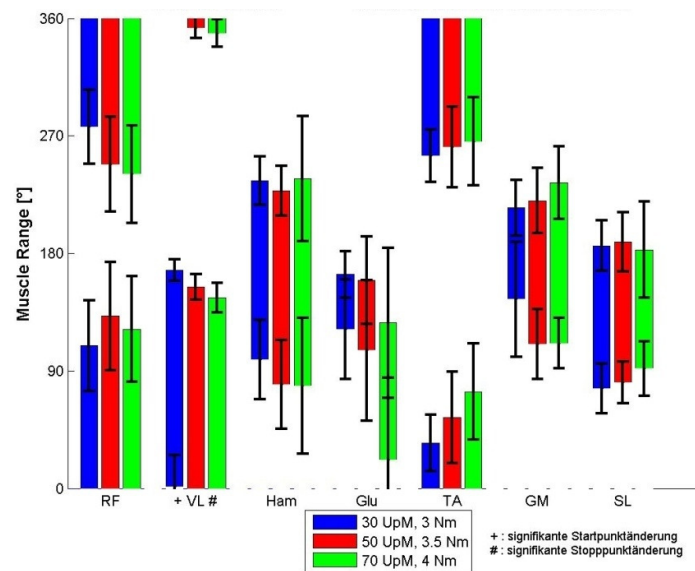


Abbildung 20 : Einfluss der Geschwindigkeit auf die aktiven Bereiche von STS

Die Amplitudenkurve von **TA** zeigt kaum Änderung bei einer Geschwindigkeitserhöhung von 30 auf 50 UpM. Bei der Steigerung auf 70 UpM kommt es jedoch zu einem steileren Anstieg der Aktivität und einem deutlich flacheren Abfall der Kurve. Der steilere Anstieg der Aktivität setzt später ein als der Anstieg bei langsameren Geschwindigkeiten, was sich auch in den Startwinkeln widerspiegelt. Bei einem Geschwindigkeitssprung von 30 auf 70 UpM wird der Startpunkt 10° später erreicht. Die Stopppunkte zeigen eine deutlichere Tendenz, wobei mit jeder Geschwindigkeitssteigerung der Stopppunkt 20° später erreicht wird.

GM zeigt im Amplitudenvergleich Erregungsgipfel ähnlicher Form, jedoch wird mit steigender Geschwindigkeit das Maximum früher erreicht. Den stärkeren Sprung bewirkt in diesem Fall der Schritt von 30 auf 50 UpM. Bei den Startpunkten verhält sich GM wie schon RF, VL und Ham. Die Steigerung der Geschwindigkeit von 30 auf 50 UpM bewirkt einen starken Sprung des Startpunktes an eine 30° frühere Stelle, eine weitere Steigerung auf 70 UpM zeigt kaum zusätzlichen Effekt. Der

Stopppunkt wird 5° später von 30 nach 50 UpM und um weitere 10° später bei einer Steigerung auf 70 UpM erreicht.

Die Gipfel von **SL** bleiben in ihrer Form ähnlich, jedoch kommt es mit jedem Geschwindigkeitssprung zu einer Erhöhung der Amplitude um ca. den gleichen Betrag. Die Startpunkte werden mit steigender Geschwindigkeit, wiederum durch die höhere Grundaktivität, später erreicht, einmal 5° später bei der Steigerung von 30 auf 50 UpM und danach 10° später bei einer Steigerung von 50 auf 70 UpM. In den Stopppunkten lässt sich keine Tendenz erkennen.

Zusammenfassung:

Eine Erhöhung der Umdrehungsgeschwindigkeit führt zu einer Steigerung der Amplitude sowie einer Verbreiterung des aktiven Bereichs. Einzelne Muskeln zeigen leichte Abwandlungen dieser Tendenz.

4.1.2. Einfluss der Geschwindigkeit auf das EMG Profil auf dem Liegerad

Auch in der tieferen Sitzposition von LGR zeigen die Muskeln sehr ähnliches Verhalten im Vergleich zu STS, wie in Abbildung 21 und Abbildung 22 deutlich wird.

Die Amplitude von **RF** liegt bei LGR schon mit 50 UpM komplett unterhalb der Amplitude von 30 UpM. Beim Sprung auf 70 UpM wird der Gipfel der Kurve wieder deutlich breiter in beide Richtungen, jedoch viel niedriger als bei 30 und 50 UpM. Betrachtet man die Start- und Stoppwinkel, so zeigt sich bei der Veränderung von 30 auf 50 UpM keine Veränderung, jedoch bei der Erhöhung auf 70 UpM ein um 15° späterer Anfang und ein ebenfalls 15° späteres Ende, was zwar nicht die Form der Amplitudenkurve widerspiegelt, jedoch durch die niedrigeren Amplitudenwerte und höhere Grundaktivität zu erklären ist.

VL zeigt ebenfalls das von STS bekannte Verhalten, indem der Amplitudengipfel in seiner Form unverändert bleibt, jedoch mit jeder Geschwindigkeitserhöhung seinen Maximalwert in etwa verdoppelt. Im Balkendiagramm lässt sich ein früheres Einschalten von VL um 7° beim Sprung von 30 auf 50 UpM und um 4° beim Sprung von 50 auf 70 UpM erkennen.

Die Amplitude von **Ham** nimmt ebenfalls mit steigender Geschwindigkeit zu, jedoch zeigt der Absolutwert keinen großen Unterschied zwischen der Amplitudenkurve bei niedrigster und der bei höchster Geschwindigkeit. Beim Balkendiagramm zeigen sich für 30 und 50 UpM nahezu identische Balken, der Balken bei 70 UpM beginnt 10° später und endet 5° früher.

Bei 30 UpM zeigte kein Proband signifikante Aktivität von **Glu**, auch bei 50 und 70 UpM war Glu nur bei vereinzelten Probanden zu beobachten, sodass die Amplitudenmittelung in diesem Fall nicht zu bewerten ist. Auch ein Balkendiagramm ließ sich bei 30 UpM nicht erzeugen, da sich kein Messwert dafür ergab. Die Balken für 50 und 70 UpM sind sich sehr ähnlich.

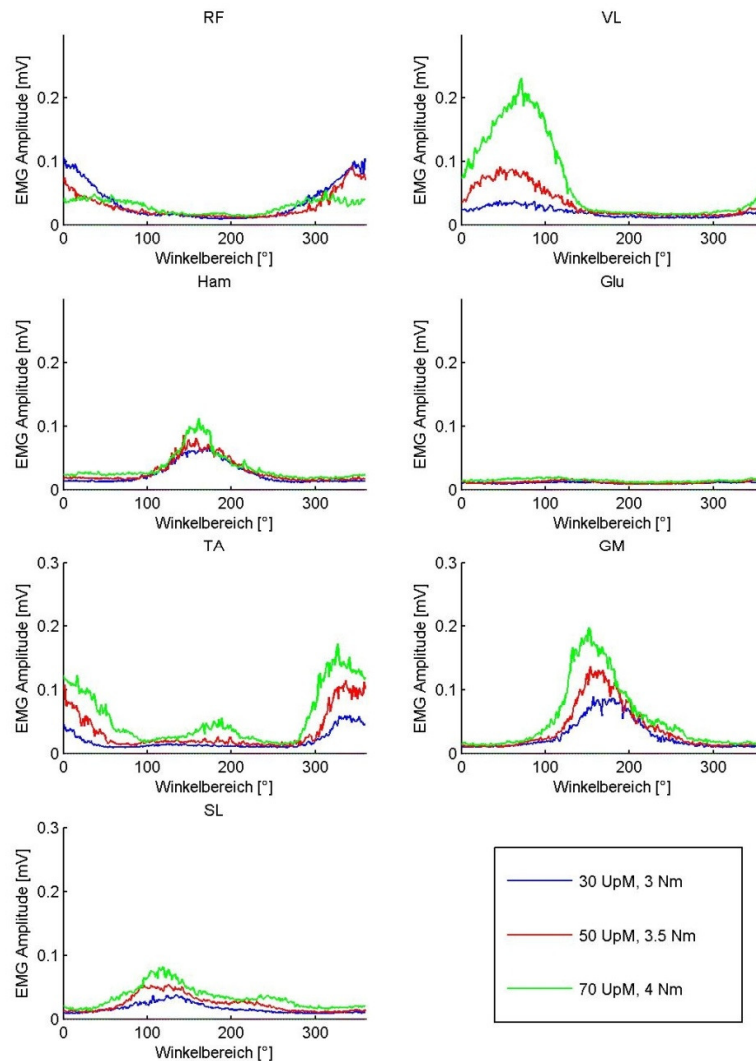


Abbildung 21 : Einfluss der Geschwindigkeit auf die Amplitude von LGR

TA zeigt sowohl in der Amplitudenkurve als auch im Balkendiagramm eine eindeutige Tendenz. Mit steigender Geschwindigkeit wird sein Aktivierungsbereich breiter und die Amplitude höher. Mit jeder Geschwindigkeitssteigerung beginnt der TA Balken 10° früher und endet 20° später.

Bei **GM** kann man in der Amplitudendarstellung deutlich erkennen, dass sich das Maximum der Erregung mit steigender Geschwindigkeit an einen früheren Punkt verschiebt. Die Basis des

Aktivierungsgipfels wird breiter. Diese Tendenz ist auch im Balkendiagramm sichtbar. Beim Sprung von 30 auf 50 UpM beginnt der GM Balken 10° früher und endet 20° später. Steigert man weiter auf 70 UpM beginnt er weitere 5° früher und endet weitere 10° später.

SL verschiebt sein Maximum ebenfalls, jedoch nicht so deutlich, mit steigender Geschwindigkeit an einen früheren Punkt. Die Basis des Aktivierungsgipfels wird ebenfalls breiter. Im Gegensatz zu GM sind sich jedoch die Balken bei 50 und 70 UpM sehr ähnlich, während von 30 auf 50 UpM eine große

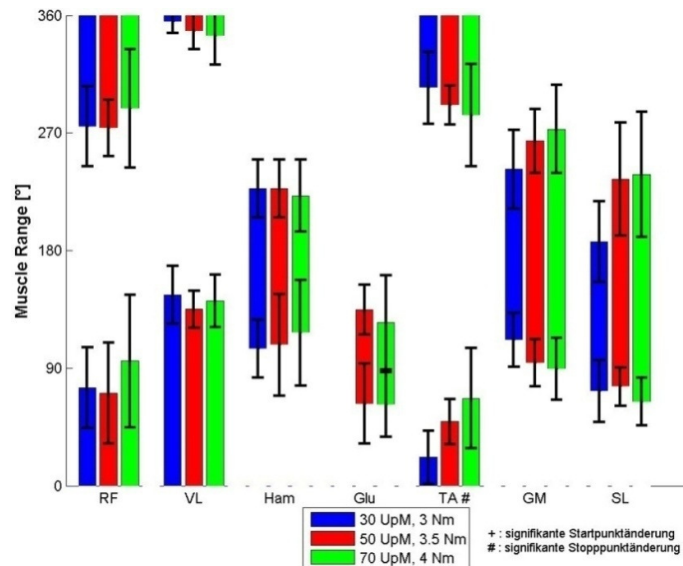


Abbildung 22 : Einfluss der Geschwindigkeit auf die aktiven Bereiche von LGR

Veränderung eintritt, indem SL im Durchschnitt ganze 50° später unter den Schwellenwert fällt.

Zusammenfassung:

Auf LGR verhalten sich die Muskeln sehr ähnlich zu STS. Eine Erhöhung der Geschwindigkeit führt ebenfalls zur Erhöhung der Amplitude und Verbreiterung des aktiven Bereichs. Muskeln, die sich auf STS anders verhalten, verhalten sich auch auf LGR anders.

4.1.3. Einfluss der Geschwindigkeit auf das EMG Profil auf dem Crosstrainer

Beim Fahren auf CRO lässt sich in Abbildung 23 wieder generell eine Zunahme der Amplitude bei Steigerung der Umdrehungszahl beobachten. **RF** zeigt, wie auch **VL**, sowohl in den Amplitudenkurven als auch im Balkendiagramm einen sehr breiten Aktivierungsbereich (siehe Abbildung 24). Bei RF tritt erneut das Phänomen auf, dass die Amplitudenkurve bei 70 UpM zuerst leicht abfällt, danach auf einem konstanten Plateau bleibt und erst danach auf das Nullniveau abfällt. Dieses Plateau erhebt sich in einem Winkelbereich, in welchem Ham als Antagonist aktiv ist und deutet sich schon bei 50 UpM an.

Das steht im Widerspruch zu der Balkendarstellung in Abbildung 24. Dieser Widerspruch lässt sich

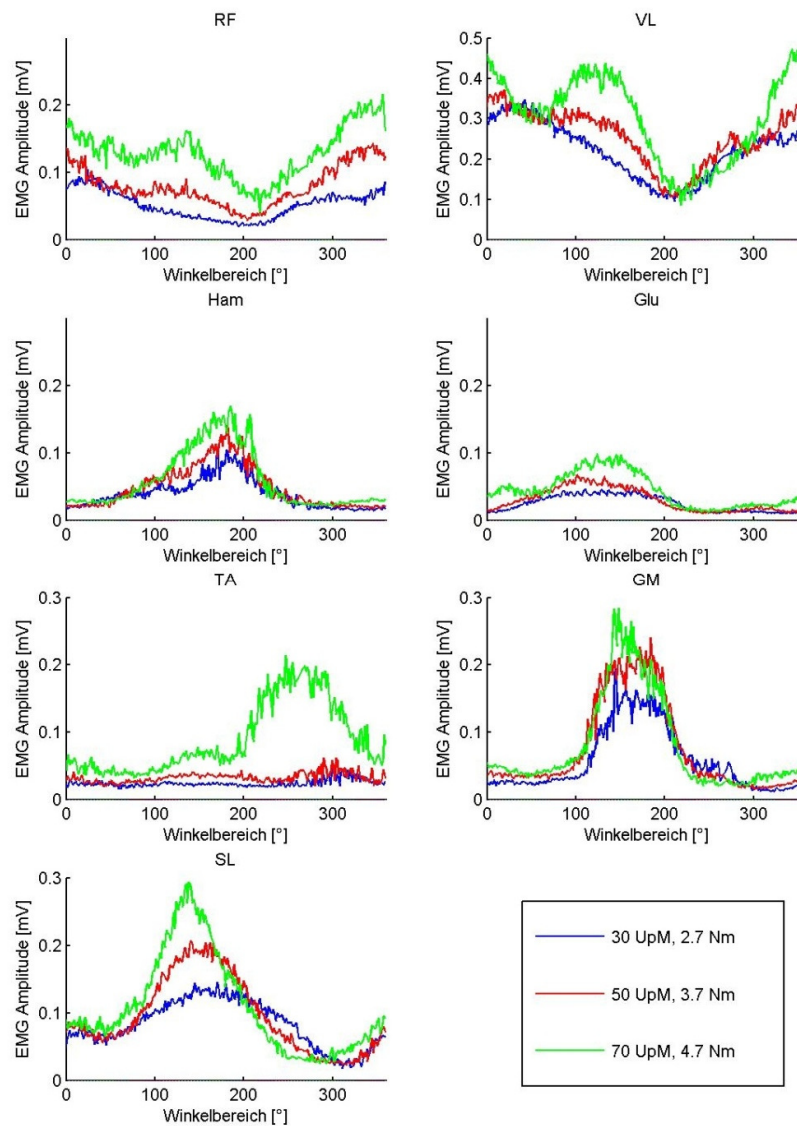


Abbildung 23 : Einfluss der Geschwindigkeit auf die Amplitude von CRO

durch die erhöhte Grundaktivität des Muskels erklären, da dadurch der Schwellenwert höher bestimmt wurde, was den aktiven Bereich schmäler erscheinen lässt.

VL steigert ebenfalls seine Amplitude mit zunehmender Geschwindigkeit. Vergleichbar mit RF entsteht parallel zur Ham Aktivierung in VL ein zweiter Gipfel der EMG Amplitude. Außerdem nimmt die Dauer der Aktivierung deutlich zu, wie sich im Balkendiagramm deutlich erkennen lässt, wo VL beim Sprung von 30 auf 50 UpM eine um 30° und beim Sprung von 50 auf 70 UpM eine um weitere 15° verlängerte Aktivierung zeigt.

Der Erregungsgipfel von **Ham** wird mit steigender Geschwindigkeit eher schmaler und spitzer, was auch im Balkendiagramm zu erkennen ist. Mit steigender Geschwindigkeit kommt es zu einer deutlichen Verschmälerung des aktiven Bereichs.

Bei **Glu** lässt sich im Balkendiagramm eine leichte Vorwärtsverschiebung mit steigender Geschwindigkeit erkennen. Die Amplitudenkurve steigt mit zunehmender Geschwindigkeit früher an und erreicht höhere Werte, fällt dafür aber auch steiler ab, sodass der Schwellenwert mit höherer Geschwindigkeit sogar früher unterschritten wird.

Bei 30 und 50 UpM lässt sich kaum Aktivität in **TA** nachweisen. Bei einer Erhöhung der Geschwindigkeit kommt es dann zu einer massiven Aktivitätszunahme, die sich in einem starken Anstieg der Kurvenamplitude äußert.

GM steigt mit seiner Amplitude bei höherer Geschwindigkeit ebenfalls früher an und erreicht höhere Werte, fällt dann aber auch früher und steiler ab. Daraus resultiert die im Balkendiagramm nachvollziehbare Vorverschiebung des Aktivierungsbereichs.

SL beginnt mit steigender Geschwindigkeit seine Amplitude immer früher zu steigern, erreicht dann ein mittleres Plateau, welches seine Höhe auch bei Steigerung der Geschwindigkeit nicht ändert, und formt dann aber bei allen Geschwindigkeiten ab ca. 65° einen Hauptgipfel aus, welcher in seiner Form sehr durch die Geschwindigkeit beeinflussbar ist. Bei 30 UpM entsteht ein langgezogener, flacher

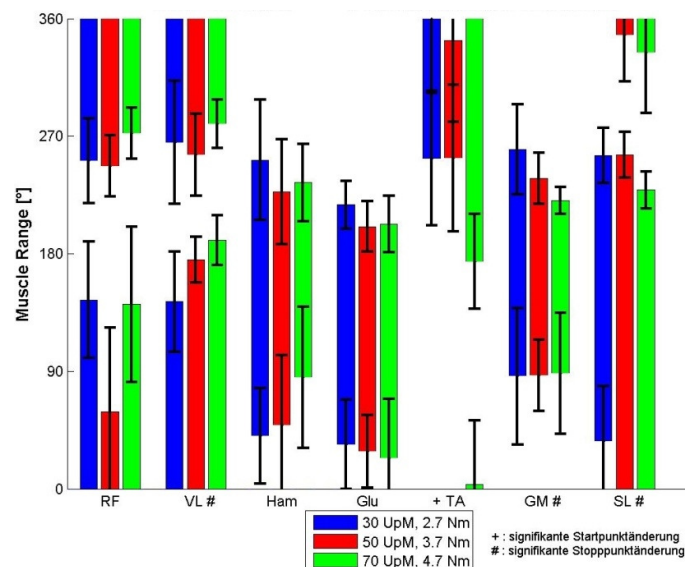


Abbildung 24 : Einfluss der Geschwindigkeit auf die aktiven Bereiche von CRO

Gipfel, welcher bei 50 UpM deutlich an Höhe zunimmt und schon schmaler wird. Bei 70 UpM zeigt die Amplitude einen dreiecksförmigen Gipfel. Im Balkendiagramm ist v.a. der frühere Anstieg über den Schwellenwert zu erkennen.

Zusammenfassung:

Im Gegensatz zu LGR und STS führt auf CRO eine Steigerung der Geschwindigkeit bei allen Muskeln zu einer Erhöhung der Amplitude.

4.1.4. Zusammenfassung der Auswirkungen einer Geschwindigkeitsänderung

Zusammenfassend lässt sich die Tendenz festhalten, dass eine Steigerung der Geschwindigkeit zu einer Erhöhung der EMG Amplitude der Muskeln führt sowie zu einer länger andauernden Aktivierung. Dieses Verhalten zeigen die Muskeln auf allen Fahrrädern.

Zusätzlich zu seiner Aktivität in der T Phase wird RF bei hoher Geschwindigkeit vermehrt in der E Phase aktiv.

RF verbreitert auf allen Fahrrädern mit steigender Geschwindigkeit die Basis seines EMG Gipfels sehr stark, v.a. durch ein späteres Erreichen des Stopppunktes.

VL zeigt eine starke Zunahme der EMG Amplitude, jedoch kaum Verbreiterung des aktiven Bereichs.

Ham ändert seine Amplitudenwerte mit steigender Geschwindigkeit nur wenig.

Aktivität in **Glu** entsteht nur auf CRO zuverlässig.

TA steigert seine Amplitude mit zunehmender Geschwindigkeit und bei 70 UpM tritt auf allen Fahrrädern ein zusätzlicher Gipfel im Flexorenbereich auf.

GM behält die Form seiner Amplitudenkurve mit steigender Geschwindigkeit bei, die Maximalwerte nehmen wieder deutlich zu.

Dasselbe gilt für **SL**, bis auf eine deutliche Verschmälerung des aktiven Bereichs bei einer Geschwindigkeit von 70 UpM auf CRO.

4.2. Einfluss der Last auf das EMG Profil

4.2.1. Einfluss der Last auf das EMG Profil in sitzender Steilradposition

Der Vergleich der Amplitudenkurven in Abbildung 25 bei hoher und niedriger Last und konstanten 50 UpM zeigt zwei generelle Tendenzen. Zum einen liegt die Amplitude bei hoher Belastung bei allen Muskeln überwiegend oberhalb der Amplitude mit niedriger Belastung. Insbesondere lässt sich das bei den Amplitudenkurven der Oberschenkelmuskulatur erkennen. Des Weiteren werden die Aktivierungsgipfel der Kurven breitbasiger mit zunehmender Belastung. Auch die zugehörigen Balkendiagramme zeigen in den Medianwerten der Start- und Stopppunkte eine Verbreiterung des aktiven Bereichs.

RF zeigt bereits bei niedriger Last die Tendenz, dass die Amplitudenkurve flach abfällt, bei hoher Last bildet sich jedoch ein deutliches Plateau in der Extensionsphase. RF nimmt somit zunehmend Extensionsfunktion an.

Dies kommt auch im Balkendiagramm zum Tragen, wo RF eine längere Aktivität von 20° bei hoher im Vergleich zu niedriger Last zeigt (Abbildung 26).

Die deutlichste Zunahme der Amplitude zeigt **VL**, der bei höchster Last ein 2,5 fach höheres Maximum aufweist als bei niedriger Last. Auch der Aktivierungsbereich vergrößert sich, indem VL den Schwellenwert 13° früher erreicht und 15° länger behält.

Ham zeigt ebenfalls eine Verdoppelung der Maximalamplitude und außerdem eine Verbreiterung des Aktivierungsgipfels, welche sich auch in der Breite des Balkens im Start- und Stopppunktogramm niederschlägt, wo Ham 40° früher aktiv wird und noch 20° länger aktiv bleibt.

Die gemittelte Amplitudenkurve von **Glu** zeigt keine Erhebung und auch das Balkendiagramm, welches durch die Auswertung von Personen, die Glu einsetzen, entstanden ist, zeigt nur schmale Bereiche mit einer hohen Streuung der individuellen Werte.

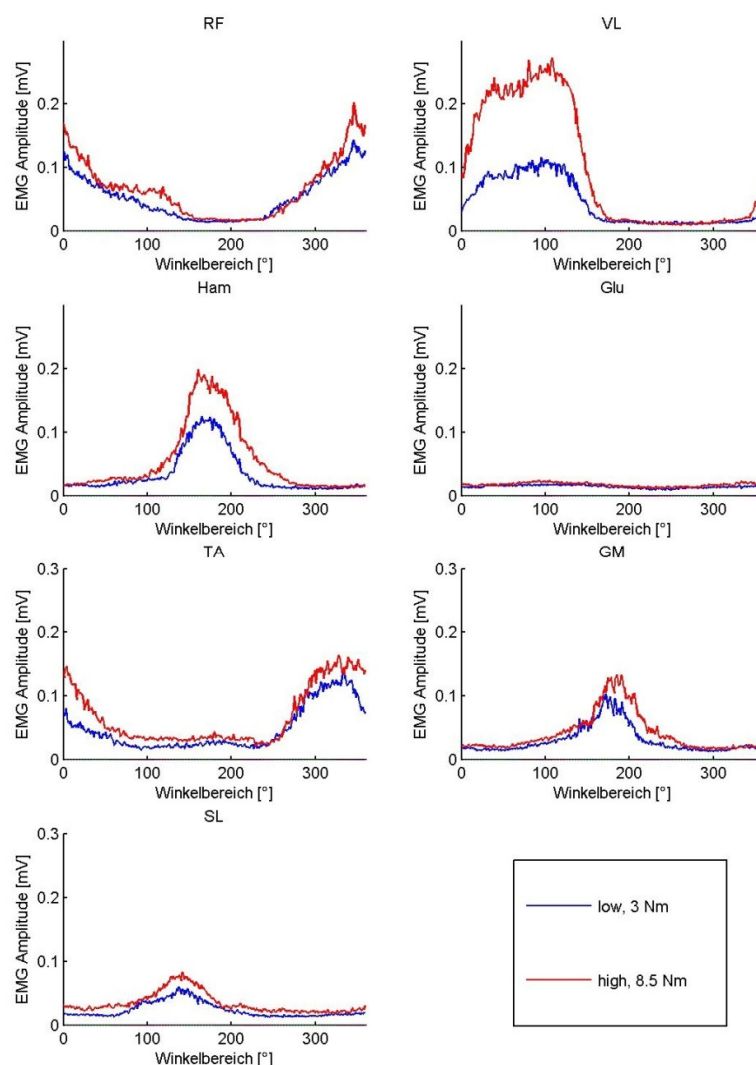


Abbildung 25 : Einfluss der Last auf die Amplitude von STS bei 50 UpM

Die Amplitudenkurve von **TA** beginnt bei hoher und niedriger Last am gleichen Punkt zu steigen, jedoch steigt sie steiler an und fällt flacher ab, wodurch sich die Basis des Gipfels nach hinten

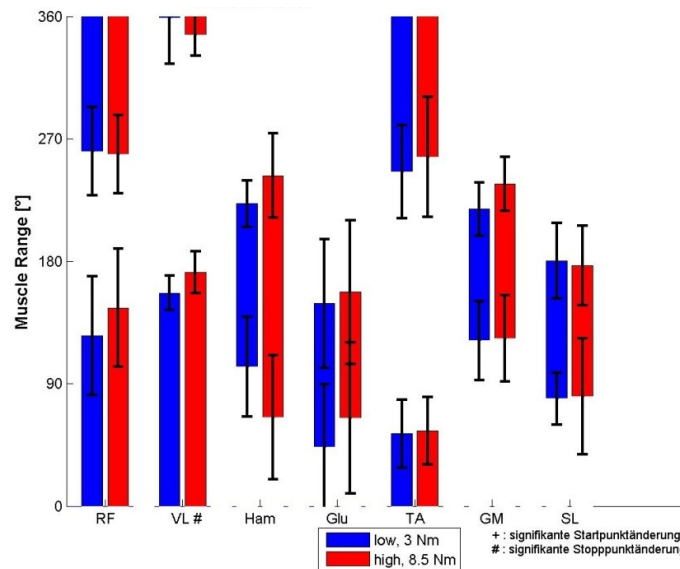


Abbildung 26 : Einfluss der Last auf die aktiven Bereiche von STS bei 50 UpM

verlängert. Durch die höhere Grundaktivität und den damit höheren Schwellenwert wirkt sich dies im Balkendiagramm jedoch nicht aus.

GM zeigt ebenfalls eine Erhöhung der Amplitude mit steigender Belastung. Das Maximum zeigt sich geringfügig später und der Aktivierungsbereich verlängert sich, was sich auch im Balkendiagramm mit einer Verlängerung um 18° nachvollziehen lässt.

Auch bei **SL** liegt die Amplitude bei hoher Belastung deutlich höher, jedoch auch die Grundaktivität. Im Balkendiagramm wird der aktivierte Bereich bei hoher Belastung sogar schmaler.

Zusammenfassung:

Eine Erhöhung der Last führt auf STS zu einer Erhöhung der Amplitudenwerte sowie einer Verbreiterung des aktiven Bereichs.

4.2.2. Einfluss der Last auf das EMG Profil des Liegerads

Auch auf LGR wirkt sich eine Steigerung der Belastung bei konstanter Umdrehungszahl auf das Verhalten aller Muskeln ähnlich aus. Mit höherer Belastung steigt die Amplitude aller Muskeln an (siehe Abbildung 27). Ebenfalls wird der aktive Bereich aller Muskeln breiter, wobei die Muskeln früher aktiv werden und länger aktiv bleiben.

Mit hoher Belastung im Vergleich zu niedriger Belastung steigt die Amplitudenkurve von **RF** steiler an und erreicht einen höheren Wert. Der Anstieg beginnt früher im Kurbelkreis. Die Kurve bei hoher Belastung bleibt jedoch viel länger über dem Schwellenwert, bis sie wieder ihr Nullniveau erreicht.

Dies kann auch im Balkendiagramm in Abbildung 28 nachvollzogen werden, wo sich der Startpunkt bei Steigerung der Belastung gerade um 14° an einen früheren Punkt verschiebt, sich der Stopppunkt jedoch um 46° an einen späteren Punkt verschiebt.

Bei **VL** nimmt die Amplitude mit steigender Belastung am stärksten zu, jedoch bleibt der aktive Bereich im Vergleich zur starken Amplitudenänderung relativ gleich. Der Startpunkt verschiebt sich um 6° an einen früheren Punkt, der Stopppunkt wird 20° später erreicht.

Der Erregungsgipfel von **Ham** wird bei hoher Belastung höher und spitzer als bei niedriger Belastung.

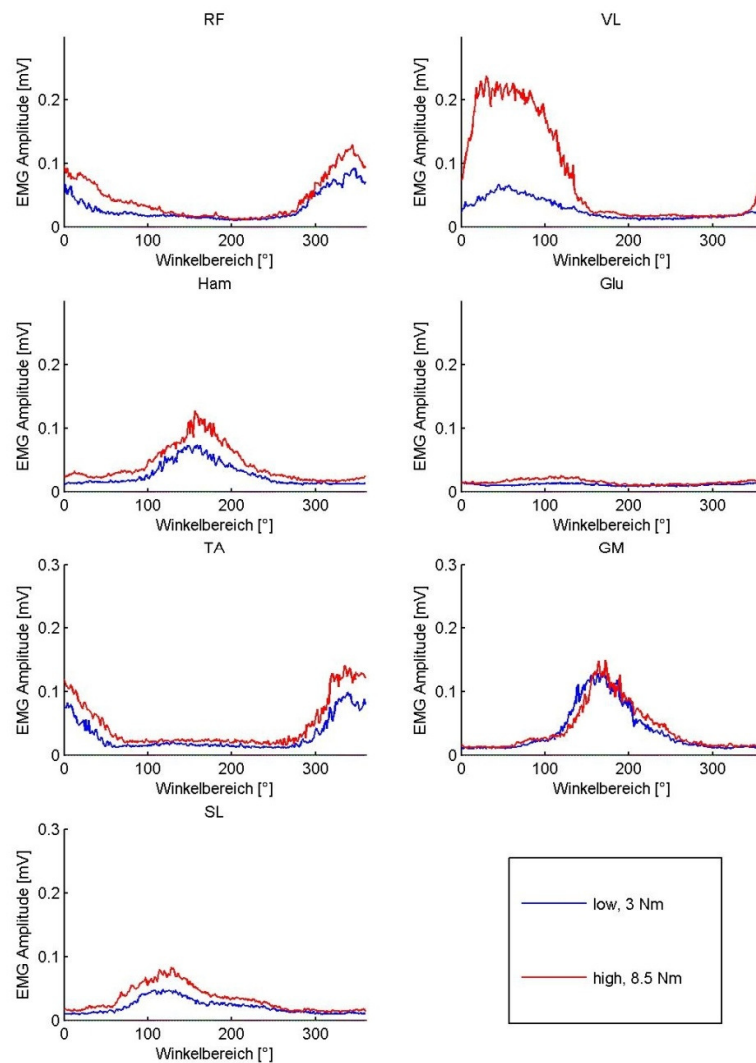


Abbildung 27 : Einfluss der Last auf die Amplitude von LGR bei 50 UpM

Sein aktiver Bereich im Balkendiagramm verbreitert sich nahezu symmetrisch in beide Richtungen um 19°.

Für die niedrige Belastungsstufe zeigte kein Proband signifikante Aktivität in **Glu**, so dass ein Vergleich hier nicht möglich ist. Mit hoher Belastung wird Glu jedoch schon bei einigen Probanden aktiv.

Die Unterschenkelmuskulatur zeigt generell nur geringe Änderungen bei Erhöhung der Belastung.

TA liegt mit seiner Amplitude bei hoher Belastung konstant oberhalb der Amplitude bei niedriger Belastung, wobei sich die Kurven sehr ähneln. Der aktive Bereich beginnt bei hoher Belastung 7° früher und endet 18° später in der Kurbelumdrehung.

GM ist der einzige Muskel, der in einem kleinen Bereich mit seiner Amplitude für niedrige Belastung

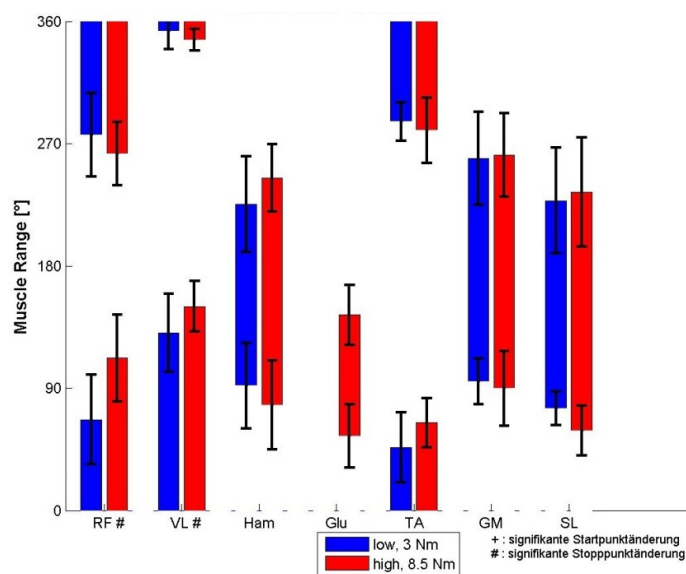


Abbildung 28 : Einfluss der Last auf die aktiven Bereiche von LGR bei 50 UpM

höher liegt als für hohe Belastung. Aus dem Balkendiagramm ist zwar ersichtlich, dass der Schwellenwert früher überschritten wird bei hoher Belastung, jedoch steigt die Amplitudenkurve zunächst an, verharrt dann auf einem Plateau und bildet erst an einem späteren Punkt als die niedrig belastete Amplitude einen steilen Anstieg auf den Maximalwert.

Auch **SL** ändert die Form seiner Amplitudenkurve bei Erhöhung der Belastung kaum, die Kurve bei hoher Belastung liegt aber komplett oberhalb der Kurve bei niedriger Belastung. Der Startpunkt des aktiven Bereichs wird bei hoher Belastung 17° früher erreicht, sein Stoppunkt 6° später.

Zusammenfassung:

Auf LGR zeigt sich die gleiche Tendenz wie auf STS. Eine Lasterhöhung führt zu einer Erhöhung der Amplitudenwerte sowie zu einer Verbreiterung des aktiven Bereichs der einzelnen Muskeln.

4.2.3. Einfluss der Last auf das EMG Profil in aufrechter Steilradposition

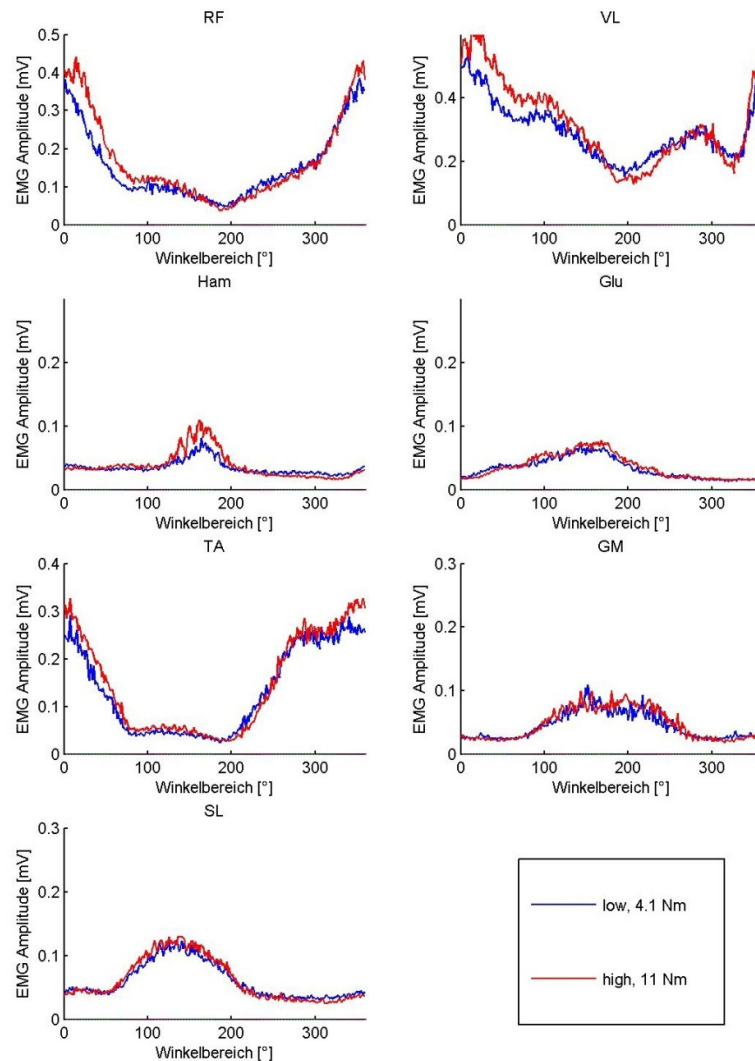


Abbildung 29 : Einfluss der Last auf die Amplitude von STA bei 30 UpM

Auch für das STA lassen sich zwei unterschiedliche Belastungen vergleichen. Hier zeigen sich für hohe und niedrige Belastung bei allen Muskeln fast identische Amplitudenverläufe in Abbildung 29. Der Widerstandsunterschied der Versuchsbedingungen ist für diese Bewegungsart sehr gering. Durch den starken Einsatz des Körpergewichts beim Abwärtstritt fällt der Unterschied nicht ins Gewicht. Bei größerer Widerstandsdifferenz ist ebenfalls ein Anstieg der Amplituden zu erwarten.

RF steigt mit der Amplitude zwischen 200° und 300° zunächst langsam an, danach wird die Kurve steiler, wobei sie mit höherer Belastung ein leicht höheres Niveau erreicht als bei niedriger Belastung.

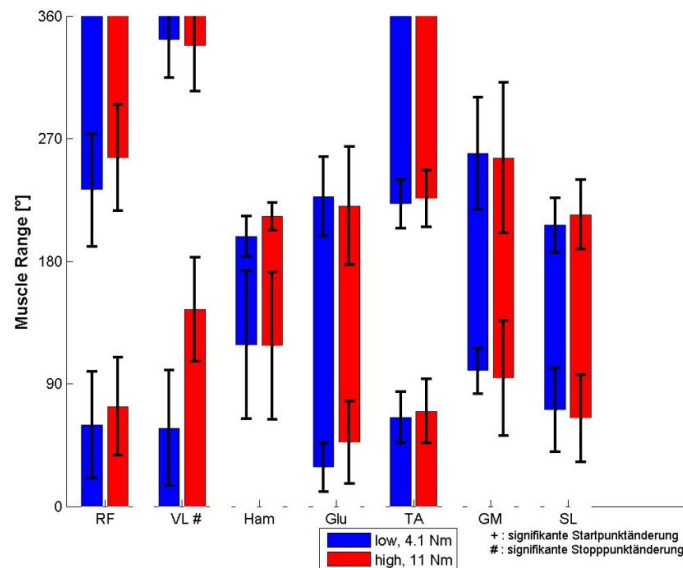


Abbildung 30 : Einfluss der Last auf die aktiven Bereiche von STA bei 30 UpM

Bei hoher Belastung fällt die Kurve etwas später ab, jedoch mit gleicher Steigung und bildet für beide Belastungen das bereits beobachtete Nachplateau. Der aktive Bereich im Balkendiagramm beginnt für die hohe Belastung sogar 23° später als für die niedrige Belastung (siehe Abbildung 30).

Relativ gesehen zeigt auch **VL** keine große Änderung in der Amplitude bei hoher Belastung im Vergleich zu niedriger Belastung. Zwischen 200° und 360° sind die Kurven nahezu identisch mit einem kleinen Gipfel zwischen 220° und 300° und einem steilen Anstieg bei ca. 330°, welcher allerdings für die hohe Belastung einen höheren Wert erreicht. Die Rückbildung der Erregung zeigt für niedrige und hohe Belastung wieder die gleiche Form mit einem Plateau zwischen 80° und 100°. Nach diesem Plateau, welches bei hoher Belastung auf höherem Niveau liegt als bei niedriger Belastung, nähern sich die beiden Kurven wieder deutlich an. Im Balkendiagramm lässt sich für die hohe Belastung eine Verlängerung des aktiven Bereichs um 90° erkennen.

Die Amplitudenkurve von **Ham** zeigt typisches Verhalten mit gleichbleibender Form aber einer Amplitudenzunahme mit steigender Belastung, sodass die Kurve hoher Belastung konstant über der Kurve niedriger Belastung liegt. Der aktive Bereich im Balkendiagramm ist für hohe und niedrige Belastung annähernd gleich und sehr schmal.

Glu zeigt in aufrechter Position bei den Probanden deutliche Aktivität, die Amplitudenkurve bleibt jedoch unbeeinflusst von der Belastung. Der aktive Bereich im Balkendiagramm wird schmaler, indem er für hohe Belastung 18° später beginnt und 17° früher endet.

Die gesamte **Unterschenkelmuskulatur** zeigt für hohe wie niedrige Belastung ein identisches Bild, sowohl im Amplitudenverlauf, als auch im Balkendiagramm. Die Amplitude liegt bei höherer

Belastung tendenziell oberhalb der Amplitude bei niedriger Belastung. **TA** bildet noch eine Besonderheit, indem er unter hoher Belastung bei ca. 340° auf das bestehende Plateau seiner Amplitudenkurve noch eine Erhöhung seiner Aktivität setzt. Durch steileren Abfall in der Folge erreichen aber beide Kurven an derselben Stelle wieder ihr Nullniveau.

Im Gegensatz zu LGR und STS zeigt sich auf STA fast durchgehende Aktivierung von RF und VL. Das Balkendiagramm zeigt dieses Verhalten nicht, da durch die höhere Grundaktivität auch der Schwellenwert höher bestimmt wurde. Die Hauptfunktion von RF und VL bleibt an gleicher Stelle auch auf STA. Die stehende Haltung auf STA macht konstante Extension erforderlich. Dieses Verhalten zeigt sich auch auf CRO in Abbildung 31 sowie in Abbildung 23.

Zusammenfassung:

Im Gegensatz zum klassischen Fahrrad zeigt sich auf STA nahezu kein Unterschied in der Muskelaktivität zwischen der hohen und niedrigen Belastung.

4.2.4. Einfluss der Last auf das EMG Profil auf dem Crosstrainer

CRO zeigt abermals für zunehmende Belastung eine Zunahme der EMG Amplitude in Abbildung 31. Bei hoher Belastung kann man bei **RF** die typische Kurve mit steilem Anstieg, darauf folgendem steilen Abfall auf ein bestimmtes Niveau, welches dann gehalten wird bis zur endgültigen Erregungsrückbildung, erkennen. Diese Kurvenform lässt sich auch schon bei geringem Widerstand erahnen. Auffälligerweise entsteht bei hoher Belastung ein größerer Bereich, in dem der Muskel eindeutig inaktiv ist, wobei das Level der Grundaktivität sogar noch unterhalb dem bei niedriger Belastung liegt. Durch die hohe Grundaktivität bei niedriger Belastung, ist der Bereich, in dem das Signal den Schwellenwert überschritten hat, viel kleiner als für hohe Belastung, so dass der Balken bei hoher Belastung 130° länger ist im Vergleich zum Balken mit niedriger Belastung (Abbildung 32).

Auch **VL** zeigt sehr deutlich den klareren Bereich ohne Aktivität bei einem Lauf mit hoher Belastung. Ebenfalls auffällig ist, dass, wie auch bei RF, der Erregungsabfall, mit dem dieser Bereich beginnt, fast identisch verläuft mit dem Erregungsabfall bei niedriger Belastung, welcher aber nicht in einen breiten Nullbereich übergeht. Im Balkendiagramm ist der aktive Bereich von VL ebenfalls breiter bei niedriger Belastung, da hier der Schwellenwert schon 60° früher überschritten wird. Der Erregungsgipfel von **Ham** wird bei hoher Belastung größer und spitzer und seine Basis leicht breiter. Diesem Verhalten folgt der Balken des aktiven Bereichs, welcher sich bei der Erhöhung der Belastung in beide Richtungen verlängert.

Glu nimmt mit seiner Amplitude bei Erhöhung der Belastung leicht zu und behält die Form der Kurve bei. Im Balkendiagramm ergibt sich bei Erhöhung der Belastung nur eine leichte Vorverschiebung des Startpunktes um 14° .

Alle **Unterschenkelmuskeln** bilden bei hoher Belastung größere und spitzere Erregungsgipfel in der

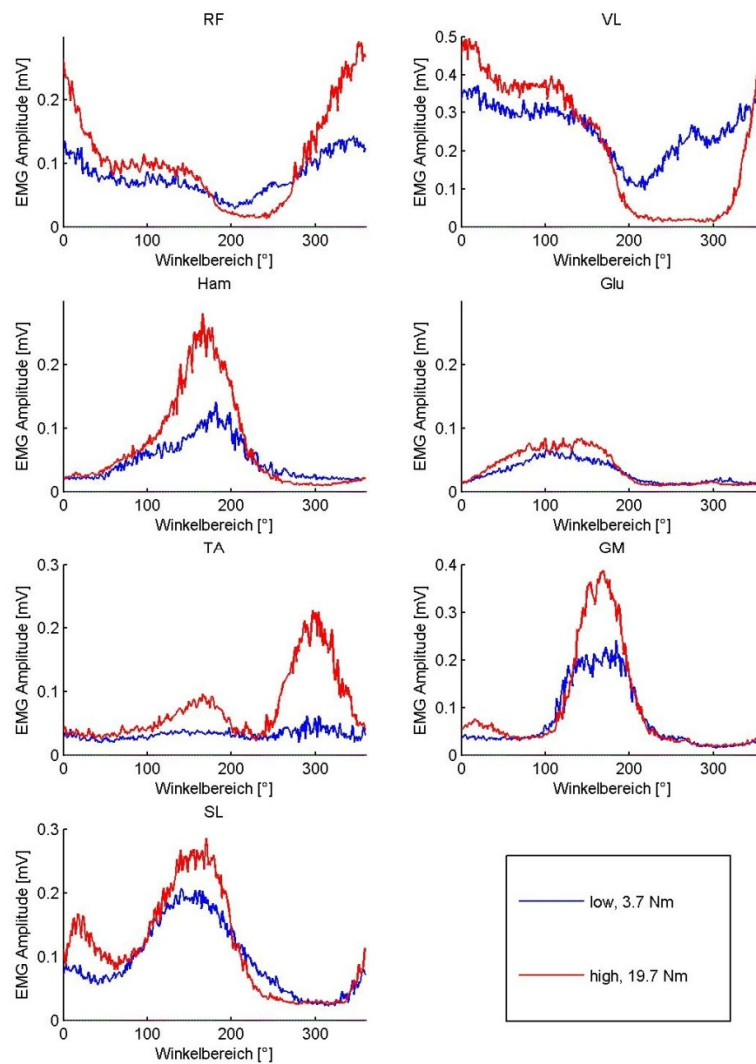


Abbildung 31 : Einfluss der Last auf die Amplitude von CRO bei 50 UpM

Amplitudenkurve. Außerdem entsteht bei der Erhöhung der Belastung in allen Unterschenkelmuskeln ein zweiter Gipfel in einem Winkelbereich, der dem jeweiligen Antagonisten zuzuordnen ist. Dadurch erhöht sich die Steifigkeit des Unterschenkels.

Während niedriger Belastung ist bei **TA** in der Amplitudenkurve kaum ein Erregungsgipfel zu erkennen. Erhöht man die Belastung, entsteht jedoch ein ganz klar abgegrenzter Gipfel und zusätzlich der erwähnte zweite Gipfel.

GM steigt für niedrige Belastung mit seiner Amplitude zunächst stark an, bildet dann ein flaches Plateau und fällt wieder steil ab. Für hohe Belastung steigt die Kurve an gleicher Stelle und gleich stark an, bleibt jedoch nicht auf dem Niveau von niedriger Belastung, sondern geht deutlich darüber hinaus, bildet eine Spitze und fällt wieder steil ab, so dass sie sich wieder der Kurve niedriger

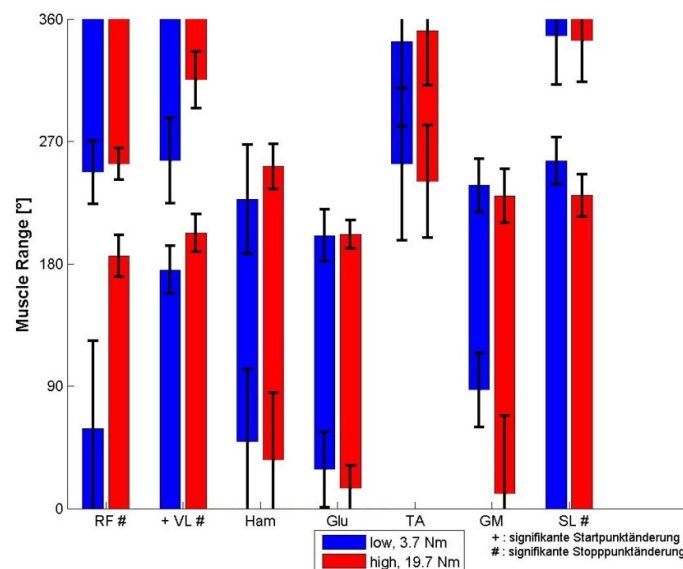


Abbildung 32 : Einfluss der Last auf die aktiven Bereiche von CRO bei 50 UpM

Belastung annähert. Wieder deutet sich bei hoher Belastung ein zweiter Gipfel an.

SL zeigt diesen zweiten Gipfel schon bei niedriger Belastung. Weiterhin fällt die SL Aktivität im Gegensatz zu **TA** und **GM** zwischen den zwei Gipfeln nicht auf das Nullniveau ab, sondern bleibt deutlich über dem Schwellenwert. Dadurch entstehen im Balkendiagramm sehr breite Aktivierungsbereiche.

Zusammenfassung:

Alle Muskeln zeigen bei Steigerung der Last eine Zunahme der Amplitudenwerte. Teilweise werden die aktiven Bereiche durch schärfere Abgrenzung schmaler. Es treten deutliche Doppelgipfel in der Unterschenkelmuskulatur auf.

4.2.5. Zusammenfassung der Auswirkungen einer Lasterhöhung

Zusammenfassend zeigen alle Muskeln auf allen Fahrrädern eine Zunahme der EMG Amplitude bei steigender Belastung.

Wie bei einer Erhöhung der Geschwindigkeit zeigt **RF** auch bei einer Erhöhung der Last ein Plateau in der Extensionsphase.

Bis auf das Profil auf CRO ändert **VL** die Form seiner EMG Kurve mit zunehmender Last kaum, jedoch erhöht sich die Amplitude deutlich.

Ham verbreitert seinen aktiven Bereich auf allen Fahrrädern deutlich bei Erhöhung der Last.

Glu Aktivität tritt nur bei STA und CRO auf. Die Amplitude dort erhöht sich mit steigender Last.

TA behält die Form seiner Kurve wieder bei, mit Erhöhung der Amplitude bei steigender Last.

GM und **SL** ändern die Form der Kurve mit steigender Belastung ebenfalls nicht, mit Ausnahme von CRO. Dort treten bei hoher Belastung für beide Muskeln zusätzliche Gipfel in der Amplitudenkurve auf.

4.3. Doppelgipfel im EMG Profil

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen das Auftreten von Doppelgipfeln in den Muskeln TA, GM und SL. Diese Ergebnisse wurden im Bereich niedriger Belastung erhoben. In diesem Bereich zeigt sich v.a. ein zweiter TA Gipfel im Bereich zwischen 150° und 200° (z.B. in Abbildung 19, Abbildung 21 und Abbildung 23). Dieser zweite Gipfel entsteht bei Steigerung der Geschwindigkeit und fällt deutlich mit dem Maximum der Amplituden von GM und SL zusammen, womit er klar im Aktivierungsbereich des Antagonisten liegt.

Lastabhängige Doppelgipfel zeigten sich nur auf CRO (Abbildung 31), dessen hohe Belastung im Versuch deutlich über den hohen Belastungen aller anderen Fahrräder lag. Durch diese starke Belastung ließen sich Doppelgipfel in TA, GM und SL erzeugen.

4.4. Einfluss der Richtungsänderung auf das EMG Profil unterschiedlicher zyklischer Lokomotionstypen

4.4.1. Vergleich der aktiven Bereiche

Abbildung 33 zeigt eine Übersicht über die aktiven Bereiche aller untersuchten Muskeln. Um die Robustheit der Aktivierungsmuster deutlich zu machen sind mehrere Geschwindigkeiten dargestellt.

Beim Vorwärtsfahren zeigt sich auf allen untersuchten Geräten ein ähnliches Aktivierungsmuster aller Muskeln.

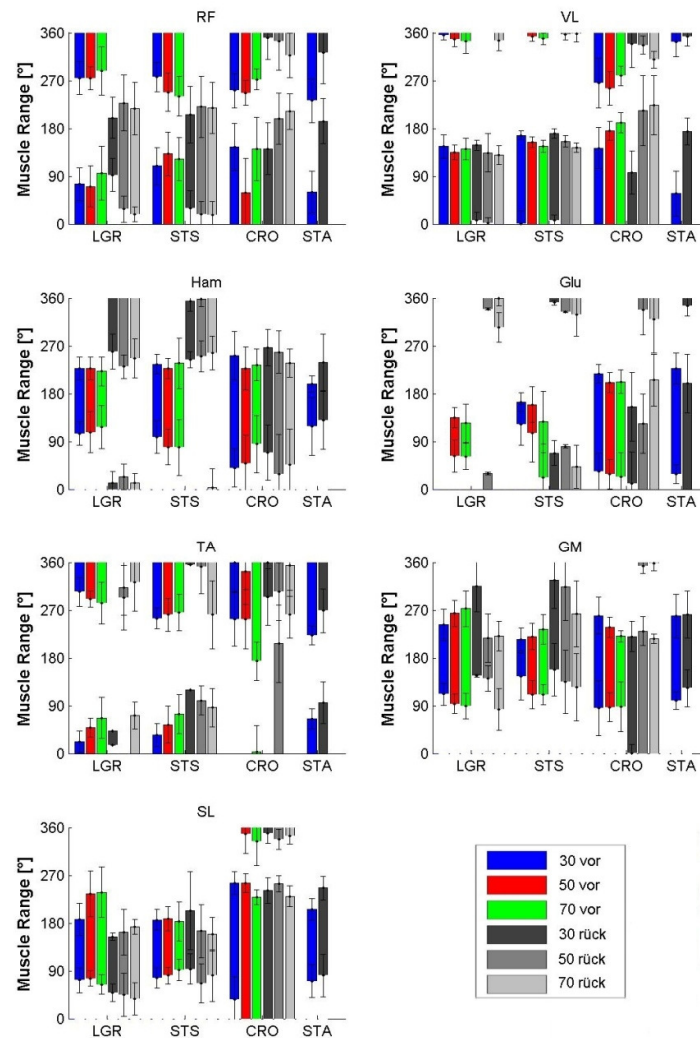


Abbildung 33 : Einfluss einer Richtungsänderung auf die aktiven Bereiche aller untersuchten Muskeln auf allen Fahrradtypen

Beim Rückwärtsfahren sind zwei verschiedene Muster zu beobachten. LGR und STS prägen Rückwärtsmuster 1 aus, während STA und CRO Rückwärtsmuster 2 zeigen.

Rückwärtsmuster 1:

Auf LGR und STS bleibt der aktive Bereich von **VL**, **TA**, **GM** und **SL** sowohl beim Vorwärts- als auch beim Rückwärtsfahren an gleicher Stelle im Koordinatensystem.

RF und **Ham** zeigen eine Verschiebung ihres aktiven Bereichs um bis zu 180° beim Wechsel vom Vorwärts- zum Rückwärtsfahren.

Glu ist für LGR nicht und STS nur schwer zu beurteilen, da sich im Probandenkollektiv nur wenige Messwerte auf diesen Fahrrädern erheben ließen.

Rückwärtsmuster 2:

Auf STA und CRO kommt es zu mehreren Abweichungen.

VL, **TA**, **GM** und **SL** bleiben in beiden Richtungen an gleicher Stelle aktiv, jedoch verbreitert GM seinen aktiven Bereich.

Im Gegensatz zu LGR und STS zeigt **Ham** auf STA und CRO keine Verschiebung seiner Phase. Dabei handelt es sich um den wichtigsten Unterschied zwischen den beiden Rückwärtsmustern.

Auch die Verschiebung der Phase von **RF** ist weniger deutlich zu sehen auf STA und CRO.

Anders als auf LGR und STS war **Glu** auf STA und CRO bei allen Probanden durchgängig messbar und zeigt dabei keine Verschiebung seiner Phase.

Zusammenfassung:

LGR und STS zeigen beim Wechsel zwischen Vorwärts- und Rückwärtsfahren eine Verschiebung der Phase von RF und Ham.

STA und CRO prägen diesen Effekt bei RF nur fraglich und bei Ham nicht aus.

4.4.2. Phasenverschiebung der einzelnen Muskeln

In Abbildung 34 sind die EMG Profile aller untersuchten Muskeln bei allen verwendeten Geräten dargestellt. Die Kurven stellen Medianwerte aller zehn Probanden dar und sind normiert auf ihren jeweiligen Maximalwert. Anhand dieser Mediankurven wurde die Phasenverschiebung und der zugehörige r^2 -Wert für alle Muskeln beim Vergleich von Vorwärts- und Rückwärtsfahren auf dem gleichen Fahrradtyp bestimmt. Zunächst wird das Verhalten aller untersuchten Muskeln einzeln betrachtet. Dazu sind in Tabelle 6 bis Tabelle 9 die Phasenverschiebungen für jeden Muskel beim Vergleich des Vorwärts- und Rückwärtsprofils auf dem gleichen Fahrradtyp dargestellt.

Die unterschiedlichen Rückwärtsmuster für LGR und STS auf der einen Seite gegenüber STA und CRO auf der anderen Seite werden auch bei Berechnung der Phasenverschiebungen deutlich.

In Tabelle 6 und Tabelle 7 ergeben sich für **RF** und **Ham** große Phasenverschiebungen (122° bis 153°) während die Phasenverschiebung von RF und Ham in Tabelle 8 und Tabelle 9 kaum noch ausgeprägt ist (7° bis 68°).

VL zeigt in allen Positionen eine kleine Phasenverschiebung (8° bis 29°) bei gleichzeitig hohen r^2 -Werten. D.h. VL hat die Form und die Lage seines EMG Profils beim Wechsel der Laufrichtung kaum

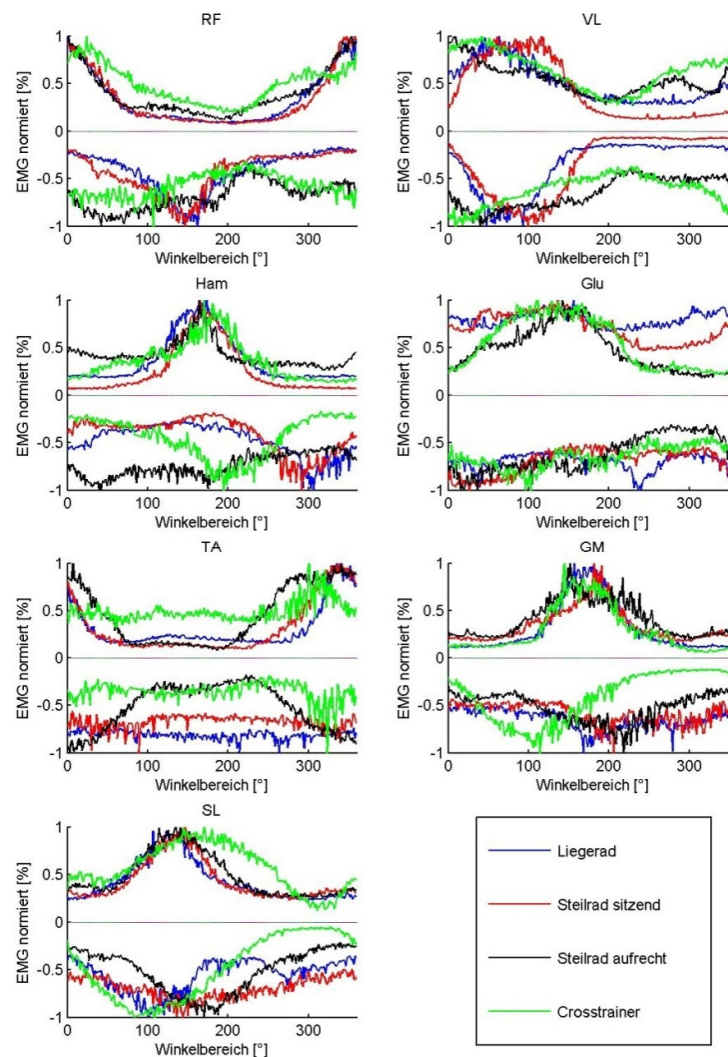


Abbildung 34 : Auf Maximum normierte Darstellung der Amplitudenkurven, oben bei Vorwärts-, unten bei Rückwärtsbewegung

verändert. Da **Glu** nur bei wenigen Probanden auf LGR und STS Aktivität zeigte, lässt sich über die Phasenverschiebung und r^2 -Werte beim Vergleich der Mediankurven keine sinnvolle Aussage machen. Auf STA und CRO zeigten jedoch alle Probanden deutliche Aktivität in Glu, sodass sich ein aussagekräftiger Vergleich machen lässt. Dabei zeigt Glu beim Wechsel der Laufrichtung auf STA und CRO kleine Phasenverschiebungen (21° bis 33°).

TA hat auf LGR und STS große Phasenverschiebungen (67° bis 83°) obwohl kleine Winkel aus dem Verhalten in Abbildung 33 zu erwarten wären. Gleichzeitig erreicht TA auf LGR und STS nur sehr niedrige r^2 -Werte (0,1 und 0,2), was für eine schlechte Deckungsgleichheit der EMG Profile nach der

LGR	Phasenverschiebung in °	r^2 Wert	P < 0.05
RF	150	0,948483816	+
VL	13	0,87624278	+
Ham	153	0,844495623	+
Glu	99	0,411432829	+
TA	67	0,101263892	+
GM	17	0,556569561	+
SL	21	0,759893807	+

Tabelle 6 : Phasenverschiebungswinkel in Liegeradposition

STS	Phasenverschiebung in °	r^2 Wert	P < 0.05
RF	131	0,850752645	+
VL	8	0,95788864	+
Ham	122	0,887746214	+
Glu	68	0,590239358	+
TA	83	0,200384166	+
GM	75	0,345047701	+
SL	22	0,587088685	+

Tabelle 7 : Phasenverschiebungswinkel in Steilradposition sitzend

STA	Phasenverschiebung in °	r^2 Wert	P < 0.05
RF	68	0,592740806	+
VL	29	0,72123656	+
Ham	7	0,346921579	+
Glu	33	0,53661998	+
TA	33	0,94689687	+
GM	17	0,742602887	+
SL	29	0,92209559	+

Tabelle 8 : Phasenverschiebungswinkel in Steilradposition aufrecht

CRO	Phasenverschiebung in °	r^2 Wert	P < 0.05
RF	44	0,700258458	+
VL	4	0,827914087	+
Ham	24	0,853633368	+
Glu	21	0,571660413	+
TA	13	0,368228462	+
GM	67	0,820869797	+
SL	51	0,827435614	+

Tabelle 9 : Phasenverschiebungswinkel in Crosstrainerposition

Verschiebung spricht. Deshalb hat in diesem Fall Abbildung 33 mehr Aussagekraft. Dort zeigt sich keine Verschiebung des aktiven Bereichs von TA beim Wechsel der Laufrichtung. Auf STA erreicht TA einen hohen r^2 -Wert (0,95) und das bei einer kleinen Phasenverschiebung (33°).

GM und **SL** haben auf LGR, STS und STA kleine Phasenverschiebungen (17° bis 29°) bei hohen r^2 -Werten (0,56 bis 0,92). Einzige Ausnahme bildet GM auf STS mit 75° Phasenverschiebung allerdings bei niedrigem r^2 -Wert (0,35).

Auf CRO zeigen GM und SL bei großen r^2 -Werten auch höhere Phasenverschiebungen als auf den übrigen Geräten (51° bis 67°).

Zusammenfassung:

Das visuell bestimmte unterschiedliche Rückwärtsmuster für LGR und STS gegenüber STA und CRO wird durch die Berechnung bestätigt.

4.4.3. Vergleich der Muster anhand des globalen Maßes

Die rot hervorgehobenen Bereiche an der Diagonale in Tabelle 10 zeigen die Phasenverschiebung zwischen Vorwärts- und Rückwärtsfahren auf dem gleichen Fahrrad.

Für LGR und STS zeigen sich große Phasenverschiebungen von 113° bzw. 132° beim Vergleich zwischen Vorwärts- und Rückwärtsfahren.

Auf STA und CRO erzeugt ein Wechsel der Richtung lediglich eine Phasenverschiebung von 28° bzw. -7° .

	LGR vor	LGR rück	STS vor	STS rück	STA vor	STA rück	CRO vor	CRO rück
LGR vor	0	113	5	139	-3	** 29	-9	** -11
LGR rück	-113	0	-161	-7	-160	### -16	-74	-100
STS vor	-5	161	0	132	-14	** 18	-14	** -18
STS rück	-139	7	-132	0	-133	### -19	-117	-87
STA vor	3	160	14	133	0	28	9	** 15
STA rück	-29	16	-18	19	-28	0	** -55	-23
CRO vor	9	74	14	117	-9	55	0	-7
CRO rück	11	100	18	87	-15	23	7	0
r² Wert								
	LGR vor	LGR rück	STS vor	STS rück	STA vor	STA rück	CRO vor	CRO rück
LGR vor	0,994	0,573	0,712	0,558	0,566	0,471	0,570	0,550
LGR rück	0,573	0,994	0,522	0,523	0,457	0,393	0,445	0,441
STS vor	0,712	0,522	0,994	0,577	0,609	0,533	0,584	0,553
STS rück	0,558	0,523	0,577	0,994	0,465	0,433	0,462	0,458
STA vor	0,566	0,457	0,609	0,465	0,994	0,554	0,539	0,494
STA rück	0,471	0,393	0,533	0,433	0,554	0,994	0,482	0,490
CRO vor	0,570	0,445	0,584	0,462	0,539	0,482	0,994	0,548
CRO rück	0,550	0,441	0,553	0,458	0,494	0,490	0,548	0,994

Tabelle 10 : Gemittelte Phasenverschiebungswinkel und zugehöriger r^2 Wert von RE, VL, Ham, TA und GM

Die grün markierten Bereiche in Tabelle 10 beinhalten die Phasenverschiebungen beim Vergleich unterschiedlicher Lokomotionstypen bei Fahrtrichtung vorwärts. Es zeigen sich durchwegs kleine Phasenverschiebungen (-14° bis 9°), entsprechend der in Abbildung 33 aufgefallenen Ähnlichkeit des Aktivierungsmusters für alle Lokomotionstypen beim Vorwärtsfahren.

Die blau hinterlegten Felder in Tabelle 10 zeigen die Phasenverschiebungen zwischen unterschiedlichen Fahrtrichtungen auf verschiedenen Geräten. Aus Abbildung 33 sowie Abbildung 34 ist die Verschiebung des aktiven Bereichs von RF und Ham beim Wechsel der Fahrtrichtung ersichtlich. Diese führt zu hohen Phasenverschiebungen beim Vergleich von LGR vor mit STS rück (139°) und umgekehrt (-161°).

Die grün hinterlegten Felder haben bereits die Ähnlichkeit der Muster auf allen Fahrrädern in Fahrtrichtung vorwärts gezeigt. Konsekutiv ergeben sich beim Vergleich von LGR rück bzw. STS rück mit allen Fahrrädern in Fahrtrichtung vorwärts große Phasenverschiebungen in den blauen Feldern (-74° bis -160°).

Die mit **-markierten blauen Felder zeigen abweichend kleine Phasenverschiebungen. Auch diese passen in das Gesamtbild. Da sich einerseits das Vorwärts- und Rückwärtsprofil auf STA bzw. CRO ähnlich sind (rote Felder) und sich andererseits alle Vorwärtsprofile ähneln (grüne Felder), muss der Vergleich von STA vor mit CRO rück (15°) und umgekehrt (-55°) kleine Phasenverschiebungen ergeben. Gleiches gilt für den Vergleich von LGR vor mit STA rück (29°) bzw. CRO rück (-11°) und den Vergleich von STS vor mit STA rück (18°) bzw. CRO rück (-18°).

Die gelb markierten Felder zeigen den Vergleich unterschiedlicher Geräte in Fahrtrichtung rückwärts. LGR rück und STS rück sind sich ähnlich und zeigen eine kleine Phasenverschiebung (-7°), ebenso STA rück und CRO rück (-23°).

Da CRO rück dem Vorwärtsprofil ähnlich ist, ergeben sich beim Vergleich von CRO rück mit LGR rück bzw. STS rück große Phasenverschiebungen (-100° bzw. -87°).

Lediglich die mit ###-markierten Werte passen nicht ins Bild, da diese ebenfalls groß sein müssten, da sich STA rück und CRO rück ähnlich sind. Beim Blick in die r^2 Tabelle fällt auf, dass zu den beiden unpassenden Werten in der Phasenverschiebungstabelle auch die niedrigsten zwei r^2 -Werte in den gelb umrandeten Feldern gehören (0,393 bzw. 0,433). Das bedeutet eine schlechte Deckungsgleichheit der verglichenen Kurven nach Verschiebung. Beim Blick auf die zugrunde liegenden Kurven aus Abbildung 34 werden die breiten, unscharf begrenzten Erregungsprofile von STA rück deutlich (z.B. für RF und Ham). Eine andere Variante der Kurvenverschiebung mit unwesentlich geringerem r^2 Wert aber dafür deutlich größerer Phasenverschiebung, wie sie den Erwartungen entspräche, wäre damit durchaus denkbar.

Die übrigen r^2 -Werte erzielen die besten Deckungsgleichheiten beim Vergleich verschiedener Fahrräder in Fahrtrichtung vorwärts.

Sowohl die Phasenverschiebungstabelle als auch die r^2 -Wert Tabelle sind redundant. Die nicht besprochenen und nicht farbig hinterlegten Phasenverschiebungen sind die Spiegelung der bereits besprochenen Werte. Dadurch erklärt sich das entgegengesetzte Vorzeichen.

Zusammenfassung:

Vorwärtsfahren auf einem Gerät ähnelt Vorwärtsfahren auf einem anderen Gerät.

Zwischen Vorwärts- und Rückwärtsfahren gibt es bei RF und Ham eine Verschiebung des aktiven Bereichs. Diese ist auf STA und CRO nicht oder weniger ausgeprägt.

4.5. Vergleich des EMG Profils bei unterschiedlichen Fahrradtypen

4.5.1. Vergleich aller Fahrradtypen bei 30 UpM

Der Vergleich aller vier Fahrradtypen findet mit 30 UpM statt, da Messungen auf STA mit 50 UpM und mehr den Probanden physisch überwiegend nicht möglich waren.

Der erste Eindruck der Amplitudenkurven zeigt STA und CRO als Gruppe der im Stehen gefahrenen Fahrradtypen überwiegend mit höheren Amplituden als LGR und STS. Auch im Balkendiagramm zeigen sich breitere aktive Bereiche für STA und CRO. Innerhalb der Gruppe der sitzend gefahrenen Fahrradtypen übersteigt STS die Amplitude von LGR.

Von diesen allgemeinen Tendenzen ergibt sich allerdings für die meisten Muskeln mindestens eine Ausnahme.

Die mit Abstand größte Amplitude erreicht **RF** auf STA. Die Maximalamplitude auf CRO liegt für RF sogar unterhalb der Maximalamplitude von LGR und STS. LGR und STS zeigen einen sehr ähnlichen Kurvenverlauf mit wenig Amplitudenänderung. Vom Kurvenverlauf her ähneln sich auch die Kurve von STA und CRO eher als die Kurve von LGR und STS. Im Stehen beginnt der Amplitudenanstieg deutlich früher, was sich auch im Balkendiagramm niederschlägt, wo die Startpunkte von STA und CRO zwischen 25° und 40° vor denen der sitzend gefahrenen Fahrräder liegen. Nach dem Anfangspunkt kommt es in der Amplitudenkurve von STA und CRO zu einem langsamen Amplitudenanstieg, der im weiteren Verlauf steiler wird. Am längsten oberhalb des Schwellenwerts bleibt RF auf CRO, wo er somit im Balkendiagramm den insgesamt breitesten Aktivierungsbereich hat.

Auch für **VL** gleichen sich jeweils die Kurven von LGR und STS einerseits und STA und CRO andererseits. Während auf LGR und STS nur ein klar abgegrenzter Amplitudengipfel mit relativ kleiner Amplitude entsteht, zeigen STA und CRO ein wesentlich unruhigeres Bild. Die Amplitudenkurve von CRO erinnert in ihrer Form an die Kurve von RF. Die höchste Amplitude hat VL wieder auf STA, wobei diese Amplitude weit oberhalb von LGR und STS liegt. Den breitesten Aktivierungsbereich hat VL wiederum auf CRO, wo er mit fast 90° deutlich früher einsetzt als auf den anderen Fahrradtypen. Auch auf STA wird VL früher aktiv als in den sitzenden Positionen. Entgegen den Erwartungen bildet **Ham** seine größte Amplitude auf STS. Sowohl STA als auch CRO

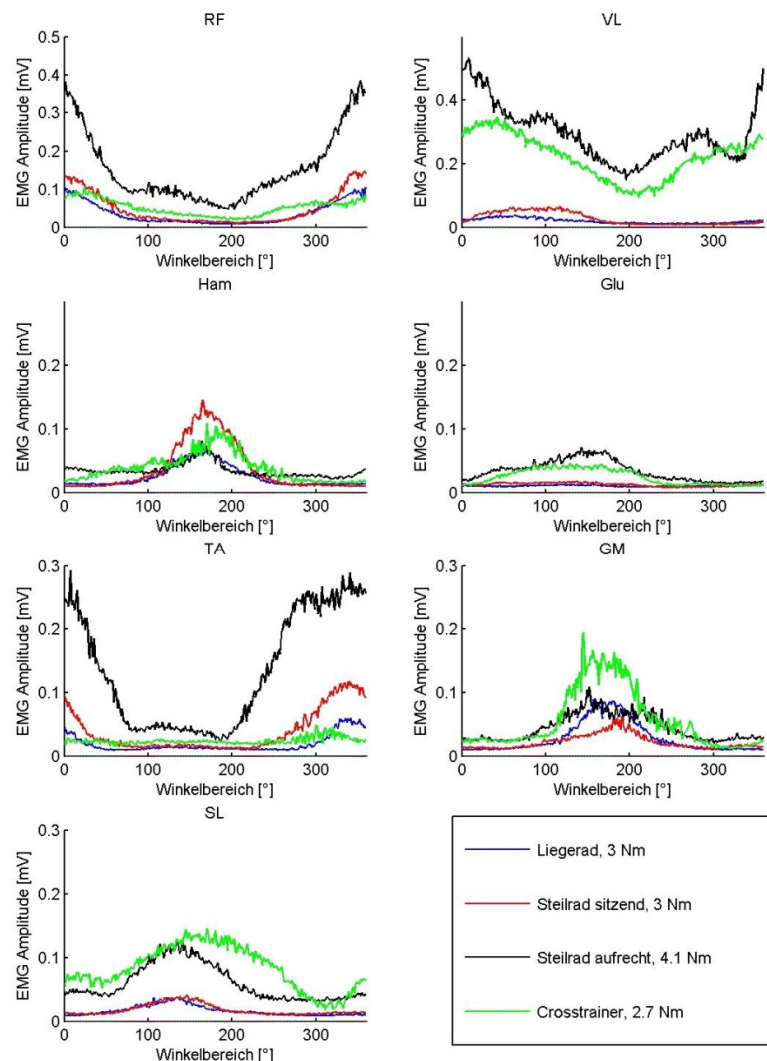


Abbildung 35 : Vergleich der Amplitude aller Fahrradtypen bei 30 UpM und konstantem Widerstand

liegen mit ihrer Amplitude darunter. Die Amplitude von STA liegt sogar unterhalb der von LGR. Jedoch liegt die Grundaktivität von Ham bei STA am höchsten. Der Amplitudengipfel von CRO ist sehr breit durch ein Plateau, welches er im Vergleich zu LGR und STS an früherer Stelle im Kurbelkreis bildet. Außerdem unterscheidet sich die Höhe des Amplitudengipfels auch deutlich zwischen LGR und STS, wo die LGR Amplitude die Amplitude von STS unterschreitet, jedoch die gleichen Anstiegs- und Abfallspunkte beibehält. Im Balkendiagramm äußert sich dieses Bild, indem

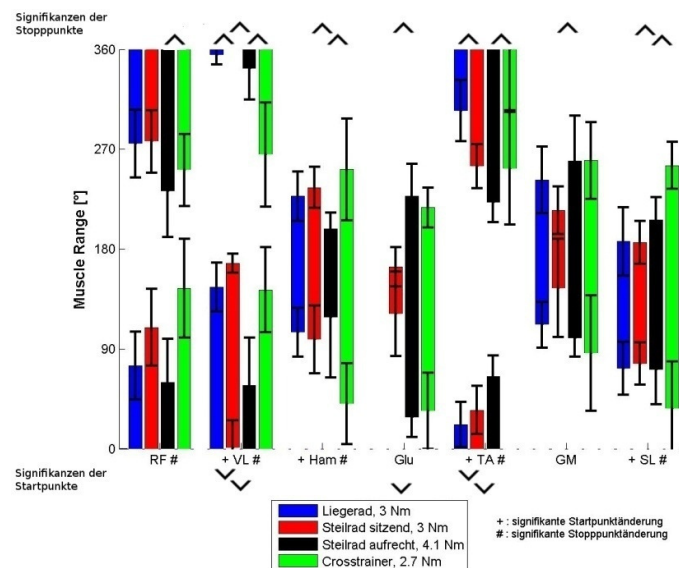


Abbildung 36 : Aktive Bereiche aller Fahrradtypen bei 30 UpM und konstantem Widerstand. ^ symbolisiert einen signifikanten Unterschied zwischen jeweils zwei Fahrradtypen

CRO wieder den breitesten Aktivierungsbereich zeigt, STA den schmalsten und LGR sowie STS ähnliche Bereiche, wobei der Bereich bei STS leicht verbreitert ist.

Der Vergleich der Fahrradtypen macht die geringe Aktivität von **Glu** in sitzenden Positionen im Vergleich zu stehenden sehr deutlich. Für LGR und STS ergeben sich kaum Gipfel in der Amplitudenkurve, jedoch ein deutlich zu differenzierender Anstieg für STA und CRO, welche die gleiche Amplitudenstärke erreichen mit einem leichten Vorsprung von STA. Das Balkendiagramm zeigt das gleiche Bild. Für LGR ließen sich keine Messwerte erheben, auf STS überschritt das Signal vereinzelt den Schwellenwert, und es entsteht ein kleiner signifikant aktiver Bereich. STA und CRO prägen lange aktive Bereiche von fast gleicher Breite mit einer leichten Verbreiterung von STA aus.

Obwohl bei den CRO Messungen das Knöchelgelenk nicht fixiert war, lässt sich für **TA** in der Amplitudenkurve kein Erregungsgipfel erkennen. LGR und STS unterscheiden sich in ihrem Amplitudenverhalten für TA deutlich. STS erreicht eine höhere Maximalamplitude. Außerdem beginnt der Erregungsgipfel früher und endet später als der von LGR. Mit Abstand die höchste Amplitude erreicht TA auf STA, außerdem beginnt dieser Erregungsgipfel noch früher und endet noch später als

der von STS. Der Erregungsgipfel bei STA unterscheidet sich weiterhin von LGR und STS durch seine Form. In sitzender Position bildet sich ein Gipfel mit runder Spitze, für STA wird ein Maximalniveau erreicht, welches flach auf gleicher Höhe gehalten wird. Die Aktivierungsbalken verhalten sich dementsprechend. Auf STS wird TA 50° früher aktiv als auf LGR. Auf STA wird TA nochmal 30° früher als auf STS aktiv und beendet seine Aktivität zusätzlich noch 30° später.

Die höchste Amplitudenaktivität der Wadenmuskulatur findet sich auf CRO.

GM bildet für STA und CRO wieder höhere Amplituden als für die sitzenden Positionen, jedoch liegt hier die Amplitude auf LGR deutlich oberhalb der von STS und erreicht sogar das Niveau der STA Amplitude. Auf STS überschreitet die GM Amplitude sogar nur vereinzelt den Schwellenwert, sodass sich im Balkendiagramm für diesen Fahrradtyp nur ein sehr schmaler Balken ergibt. Die Balken von STA und CRO erscheinen annähernd identisch. Sie sind jedoch nur um 20° nach vorne und hinten verlängert im Vergleich zu LGR, welcher dadurch sehr ausgeprägt imponiert.

SL hat seine höchste Amplitude ebenfalls auf CRO. LGR und STS liefern für SL eine sehr ähnliche Kurve mit gleicher Maximalamplitude. Die Amplitude von STA und CRO liegt deutlich darüber, wobei STA beinahe die gleiche Amplitudenhöhe erreicht wie CRO. Der Aktivierungsbereich auf CRO ist jedoch viel breiter als der von STA. Durch das hohe Nullniveau von SL auf STA und das niedrige Nullniveau von STS und LGR ergeben sich für diese drei Fahrradtypen beinahe die gleichen aktiven Bereiche im Balkendiagramm mit einer leichten Verlängerung auf STA um 20°. Der verbreiterte Aktivierungsgipfel auf CRO wirkt sich allerdings auch auf das Balkendiagramm aus, wo der aktive Bereich von CRO 35° früher beginnt und 50° später endet als der von STA.

Zusammenfassung:

STA und CRO zeigen eine deutlich höhere Amplitude sowie signifikant breitere Aktivierungsbereiche. Das Aktivierungsmuster der untersuchten Muskeln ändert sich nicht.

4.5.2. Vergleich von Liegerad, sitzender Steilradposition und Crosstrainer bei 50 UpM

RF zeigt bei 50 UpM auf LGR wieder einen klar abgegrenzten Gipfel in Abbildung 37. In steilerer Sitzposition auf STS bildet sich zusätzlich zu diesem Gipfel das schon mehrmals beobachtete Nachplateau aus. Außerdem wird die Amplitude größer und der Aktivierungsbereich im Balkendiagramm breiter, v.a. durch das Nachplateau, was dazu führt, dass der Stopppunkt ca. 50° später erreicht wird. Im Fall der 50 UpM ist damit die Amplitudenkurve von STS eher CRO ähnlich, wohingegen der Kurvenverlauf bei 30 UpM eher dem von LGR ähnelt. Auf CRO erreicht RF die größte Amplitude, jedoch durch das hohe Grundniveau nicht den breitesten Aktivierungsbereich. Der Startpunkt im Balkendiagramm wird konstant von LGR über STS zu CRO mit jedem Schritt 10° früher erreicht.

VL zeigt auf LGR einen klar definierten Erregungsgipfel, welcher beim Wechsel auf STS auf höhere Maximalwerte ansteigt und auch den Schwellenwert später wieder unterschreitet. Die Amplitude auf

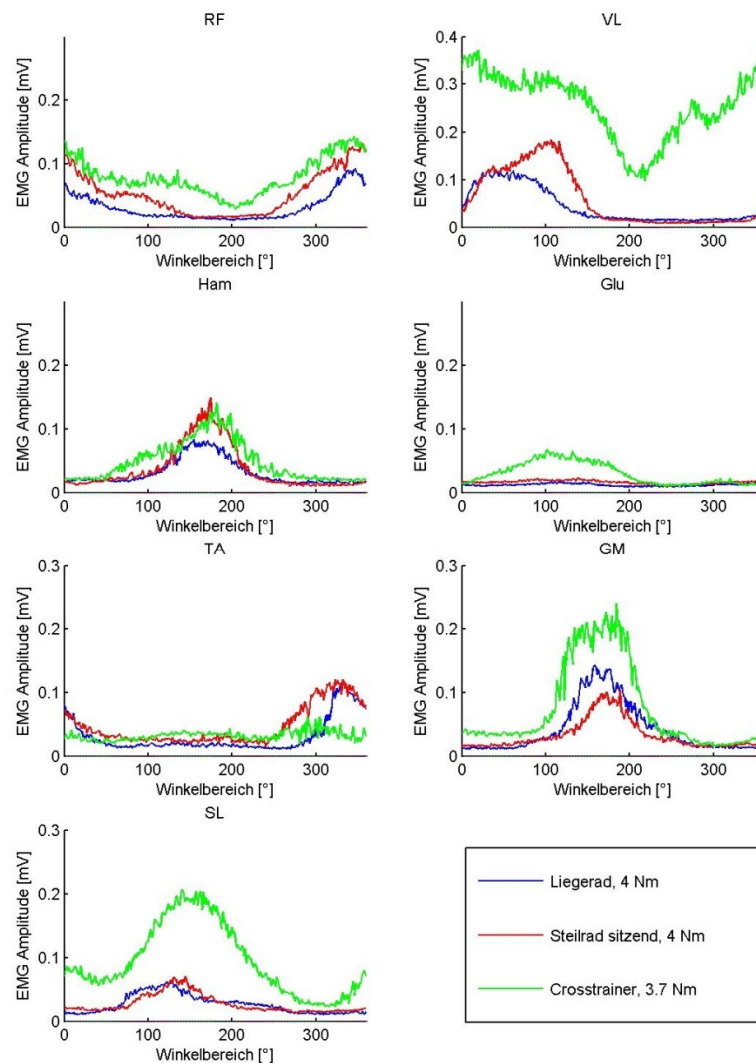


Abbildung 37 : Vergleich der Amplitude von LGR, STS und CRO bei 50 UpM und konstantem Widerstand

CRO liegt überall oberhalb den Amplituden von LGR und STS. Das Balkendiagramm verdeutlicht die annähernde Daueraktivierung von VL auf CRO. Dort liegt der Startpunkt von VL fast 100° vor den Startpunkten von LGR und STS. In den Stopppunkten lässt sich jeweils beim Schritt zur nächst steileren Position, also von LGR auf STS, sowie von STS zu CRO eine Verschiebung um 15° an einen späteren Punkt erkennen.

Ham nimmt von LGR nach STS in seiner Amplitude stark zu, die Maximalamplitude von STS liegt dabei sogar höher als die auf CRO. Jedoch beginnt der Erregungsgipfel auf CRO deutlich früher

anzusteigen, was man im Balkendiagramm nachvollziehen kann. Der Startpunkt auf CRO liegt um 35° vor dem Startpunkt auf STS.

Glu unterstreicht mit seinem Verhalten ein weiteres Mal den Unterschied zwischen sitzender und stehender Position. Für LGR und STS ergibt sich kaum ein Erregungsgipfel in der gemittelten Kurve, hingegen für CRO ein sehr deutlicher Anstieg. Auch das Balkendiagramm zeigt für LGR und STS nur zwei kleine Bereiche, aber einen klaren und breiten Aktivierungsbereich von Glu auf CRO.

Wie schon bei 30 UpM ist auch bei 50 UpM die Amplitude von **TA** auf CRO sehr gering. LGR und

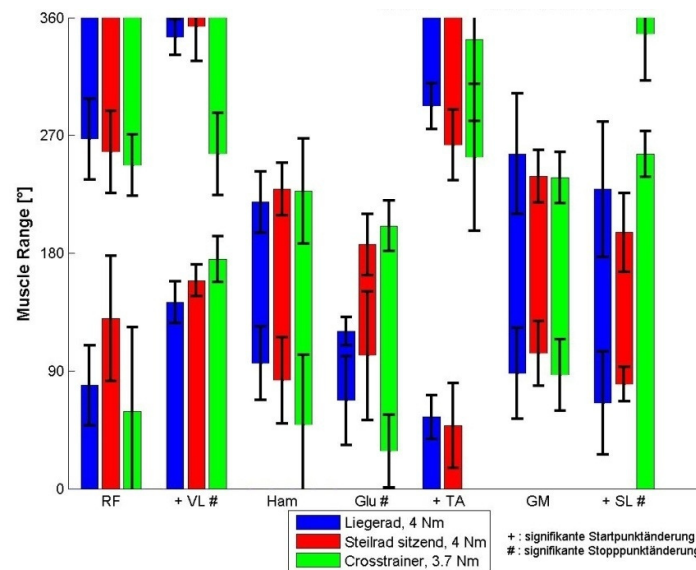


Abbildung 38 : Vergleich der aktiven Bereiche von LGR, STS und CRO bei 50 UpM und konstantem Widerstand

STS zeigen einen deutlichen Erregungsgipfel für TA, wobei dieser auf STS deutlich früher beginnt als auf LGR. Für CRO lässt sich eine äußerst hohe Grundaktivität aber kaum die Ausbildung eines Gipfels verzeichnen. Im Balkendiagramm sind deswegen zwei klare Balken für LGR und STS sichtbar, wobei der Balken für STS 30° vor LGR beginnt. Für CRO zeigt sich lediglich ein schmaler Balken mit hohen Standardabweichungen, da nur vereinzelt Werte von Probanden den Schwellenwert überschritten.

Ebenfalls tritt wiederholt das Phänomen auf, dass die Amplitude von **GM** auf LGR die von STS überschreitet. Die Amplitude auf CRO liegt allerdings noch einmal deutlich höher. Für alle drei Geräte entsteht ein klar abgrenzbarer Erregungsgipfel. Betrachtet man den aktiven Bereich, so ist dieser auf LGR am breitesten.

Die Amplitudenkurven von **SL** auf LGR und STS gleichen sich sehr und erreichen keine hohen Werte. Der Erregungsgipfel lässt sich trotzdem gut abgrenzen. Die Amplitude von SL auf CRO liegt überall deutlich oberhalb der Amplituden von LGR und STS, erreicht jedoch im Bereich von 300°

Kurbelwinkel beinahe das gleiche Grundniveau. Im Balkendiagramm wird der Anfangspunkt von SL auf CRO 90° früher erreicht im Vergleich zu LGR und STS.

Zusammenfassung:

Mit wenigen Ausnahmen wird wiederum auf CRO die höchste Muskelamplitude erreicht. GM ist wie bei 30 UpM auf LGR stärker aktiv als auf STS.

4.5.3. Kontribution der Muskeln zu unterschiedlichen Phasen der Umdrehung

Abbildung 39 verdeutlicht zum einen eine Heterogenität zwischen den verschiedenen Fahrradtypen, was den aktiven Anteil an den verschiedenen Umdrehungsphasen betrifft. Vielmals überschreitet der aktive Anteil des einen Fahrradtyps den des anderen um das Doppelte (z.B. Ham auf CRO im Vgl. zu Ham auf STA).

Andererseits zeigt sich, dass die Aktivitätsverteilung aller Fahrradtypen ein sehr ähnliches Verhältnis beschreibt. D.h. überschreitet der Aktivitätsbereich eines Muskels auf einem Fahrradtyp den entsprechenden Aktivitätsbereich auf einem anderen Fahrradtyp, so zeigt dieser Muskel generell ein höheres Aktivitätslevel auf ersterem Fahrradtyp. Außerdem hat jeder Muskel auf jedem Fahrradtyp seinen relativ größten Aktivitätsanteil in der gleichen Phase. TA hat z.B. seinen höchsten Anteil in der T Phase auf allen Fahrradtypen. Dieser höchste Wert ist jedoch von Gerät zu Gerät stark unterschiedlich. Einzige Ausnahme davon bildet RF, welcher auf STS und CRO die jeweils höchsten Anteile in der E Phase zeigt, auf LGR und STA jedoch in der T Phase.

RF zeigt ein sehr homogenes Bild auf allen Fahrradtypen.

VL ist v.a. in der T Phase deutlich mehr aktiv auf CRO, auch in der E Phase ist VL am ausgedehntesten aktiviert auf CRO.

Auffällig bei **Ham** ist der kleine Aktivierungsanteil in allen Phasen auf STA, während sich die übrigen Fahrradtypen homogen verhalten.

Glu Aktivität ließ sich auf LGR und STS kaum nachweisen, dementsprechend ergeben sich für diese Fahrradtypen kaum aktive Anteile. Auf STA und CRO ist die Aktivitätsverteilung von Glu sehr ähnlich.

Bei **TA** zeigt sich sehr ausgedehnte Aktivität auf STS und STA, wohingegen CRO nur sehr geringe TA Aktivitätsanteile hat.

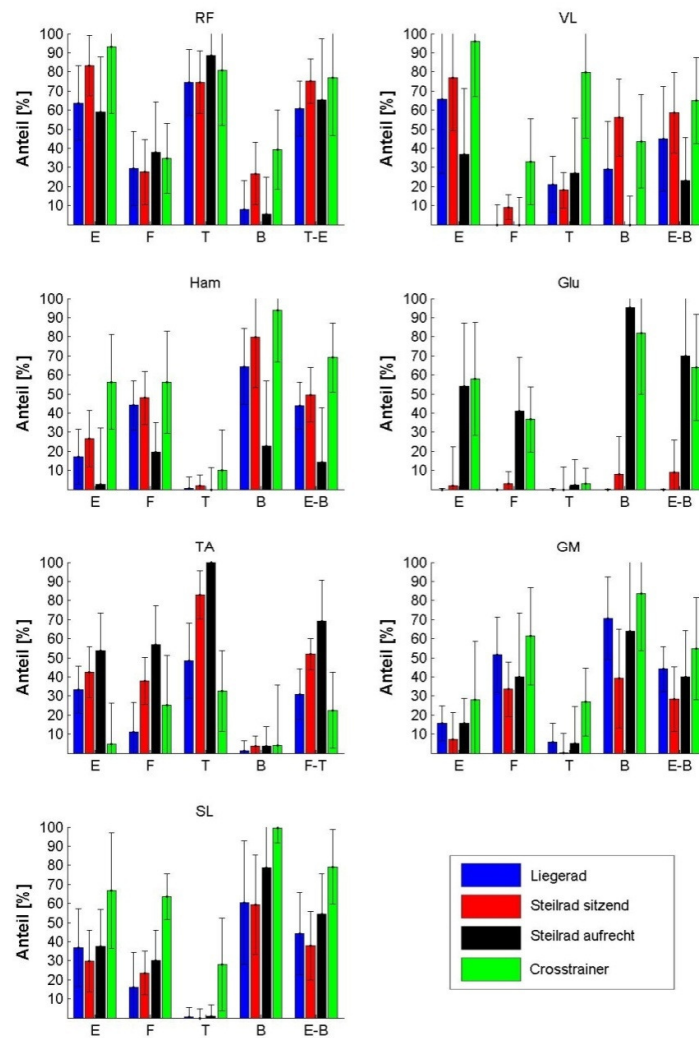


Abbildung 39 : Aktiver Anteil der sieben untersuchten Muskeln an unterschiedlichen Phasen der Umdrehung

GM zeigt dagegen hohe Aktivitätsanteile auf LGR und CRO, während er geringen Anteil hat auf STS und STA.

SL ist auf CRO sehr ausgedehnt aktiv, die übrigen Fahrradtypen verhalten sich sehr ähnlich.

Theoretische Berechnungen zeigen, dass es für jeden Muskel ein oder zwei Phasen gibt, wo er aufgrund seines anatomischen Aufbaus sinnvoll zur Fahrradbewegung beitragen kann (Ting [3]). Daher ist von Interesse, ob die Muskeln auf bestimmten Fahrradtypen einen besonders großen aktiven Anteil an eben dieser wichtigsten Phase haben. Abbildung 40 zeigt die Signifikanzberechnung der aktiven Anteile aus Abbildung 39.

RF hat die größten Anteile an der E Phase auf STS und CRO, signifikant über STA. **VL** zeigt zwar keinen signifikant hervorstechenden Fahrradtyp, jedoch zeigt sich auf STS bei allen Probanden ein hoher Aktivitätsanteil, während die anderen Geräte eine größere Schwankungsbreite haben.

Ham zeigt ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geräten, aber eine kleine Schwankungsbreite auf LGR und STS während v.a. STA große Schwankung zeigt.

Glu zeigt auf CRO signifikant mehr Aktivität als auf LGR und STS in der E Phase.

TA hat den signifikant größten aktiven Anteil auf STA in seiner wichtigsten Phase T.

GM zeigt keine deutliche Signifikanz, während **SL** auf CRO signifikant ausgeprägter ist als auf LGR und STS.

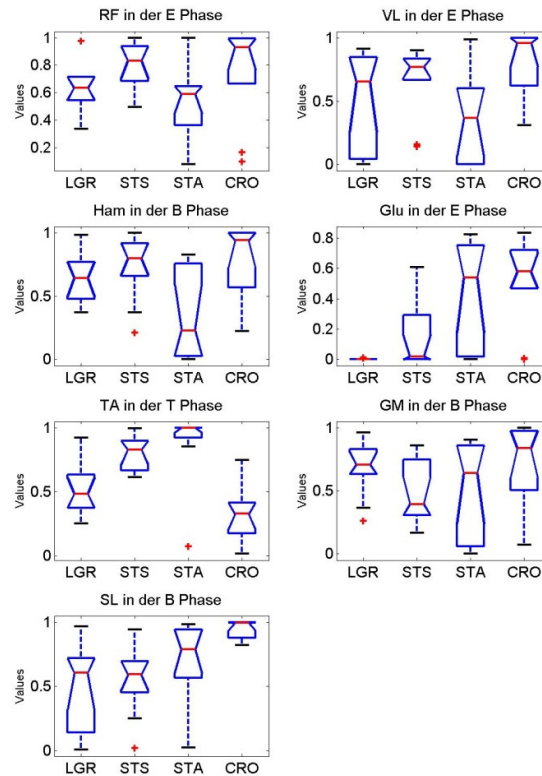


Abbildung 40 : Signifikanzberechnung für die von Ting [3] definierten funktionell wichtigsten Phasen der einzelnen Muskeln.

Zusammenfassung:

Manche Muskeln zeigen auf bestimmten Fahrradtypen deutlich mehr aktiven Anteil an den Umdrehungsphasen. Für die definierten wichtigsten Phasen ergeben sich teilweise signifikante Unterschiede. Das Verhältnis der Aktivitätsverteilung eines Muskels bleibt jedoch auf allen Fahrrädern gleich.

4.5.4. Maximalaktivierung bei cyclischen Lokomotionsformen

Bezogen auf die drei wichtigen Eigenschaften der Muskelaktivierung (Erreichen der höchsten EMG Amplitude, breiterster aktiver Bereich in der Umdrehung sowie der größte Anteil der Aktivierung an einer definierten Funktionsphase) lässt sich für jeden Muskel ein Fahrradtyp ermitteln, der hier den Maximalwert erreicht. Die Berechnung beruht auf dem Vergleich aller Fahrradtypen bei 30 UpM. Die einzelnen Ergebnisse lassen sich aus Abbildung 36 (breitester aktiver Bereich), Abbildung 40 (größter

Anteil an definierter Phase) sowie Tabelle 12 und Tabelle 13 im Anhang (höchste Amplitude) entnehmen.

	RF	VL	Ham	Glu	TA	GM	SL
Höchste Amplitude	STA	STA/CRO	—	STA	STA	—	STA/CRO
breitester aktiver Bereich	—	CRO	CRO	STA/CRO	STA	—	CRO
größter Anteil an def. Phase	STS/CRO	—	CRO	STA/CRO	STA	—	CRO

$P < 0.05$ — n.s.

Tabelle 11 : Maximalaktivitäten der Muskeln auf jeweiligem Gerät

Tabelle 11 zeigt, auf welchem Gerät die untersuchten Muskeln das entsprechende Merkmal am signifikant stärksten ausprägen.

Wie aus Tabelle 11 ersichtlich, erreichen STA und CRO die meisten signifikanten Maxima. TA erreicht die maximale Aktivierung durchwegs auf STA, während die anderen Muskeln gemischte Bilder liefern. Lediglich RF erreicht den größten Anteil an seiner definierten Funktionsphase auf STS gleichwertig mit CRO. Auffallend ist ebenfalls, dass GM keine signifikanten Unterschiede erreicht, SL jedoch für jeden Parameter eine Signifikanz zeigt.

5. Diskussion

5.1. Typisches Aktivierungsmuster der Muskeln

Bis auf kleine Unterschiede decken sich die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit denen aus der Literatur.

Die genauen Start- und Stopppunkte sind dabei teilweise leicht versetzt, jedoch ist die grundsätzliche Abfolge der Muskelaktivierung identisch.

In den zum Vergleich herangezogenen Arbeiten von Ting [3] und Hug [16] wurden EMG Profile bei hohen Wattzahlen untersucht. Der verwendete Fahrradtyp entspricht am ehesten STS. Ein Vergleich ist der nachstehenden Grafik zu entnehmen (STS bei maximalem Widerstand und der gleichen Umdrehungszahl, wie sie in der Literatur verwendet wird).

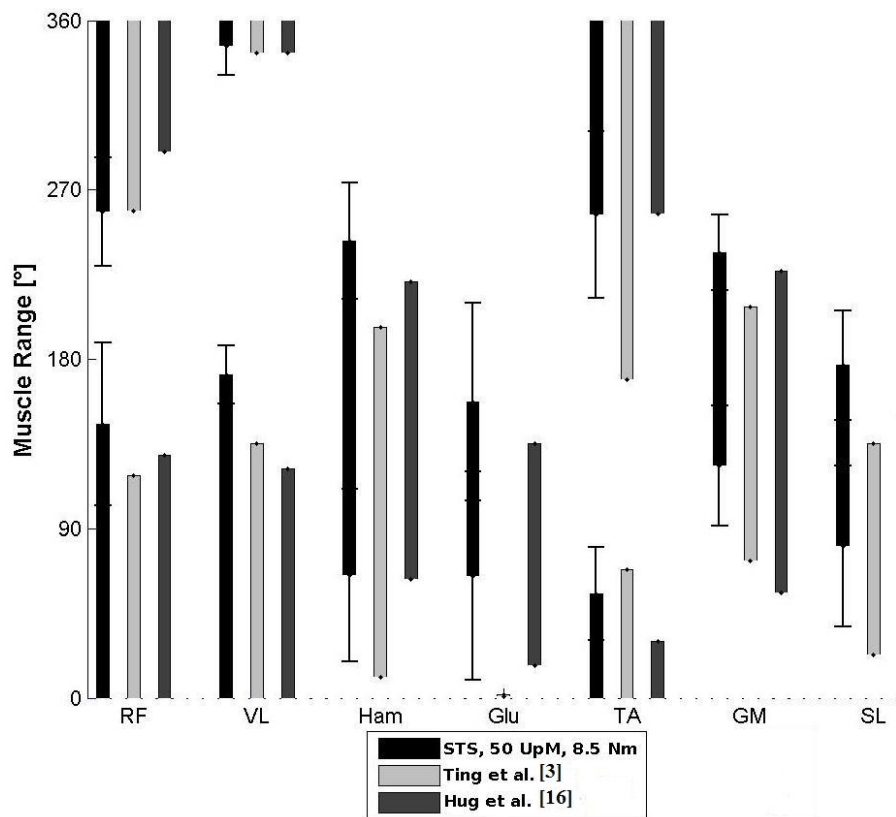


Abbildung 41 : Übersicht über das Aktivierungsmuster der sieben Muskeln

In Abbildung 41 lässt sich das typische Aktivierungsmuster der sieben untersuchten Muskeln innerhalb einer Kurbelumdrehung beim Vorwärtsfahren überblicken.

Alle Arbeiten wurden in das in dieser Abhandlung verwendete Koordinatensystem übertragen und die Winkel von Hug auf den TDC von 80° umgerechnet. Da in der Arbeit von Ting [3] keine expliziten Winkelbereiche für Aktivierung angegeben sind, wurden die dort angeführten gemittelten EMG Kurven nach dem vorliegenden System ausgewertet und Start- und Stopppunkte dafür bestimmt.

Die gute Übereinstimmung unserer Arbeit mit der vergleichbaren Literatur wird in Abbildung 41 deutlich. Im Folgenden werden die Einzelheiten aller untersuchten Muskeln besprochen.

Der Startpunkt der **RF** Aktivierung entspricht dem Ergebnis der Arbeit von Ting und liegt nur 30° vor dem Startpunkt in der Arbeit von Hug und Dorel [16]. Der gemessene Stopppunkt von RF liegt 15° weiter als in der vorliegenden Literatur, jedoch befinden sich die Literaturergebnisse im Bereich einer Standardabweichung in der Nähe des Messergebnisses.

Im Falle von **VL** deckt sich der Startpunkt in allen Arbeiten. Der gemessene Endpunkt liegt 40° später als in der vorliegenden Literatur.

Der gemessene Aktivierungsbereich von **Ham** entspricht bis auf 20° Unterschied im Stopppunkt dem Ergebnis von Hug [16]. Die Ergebnisse von Ting [3] zeigen in diesem Fall mit 50° eine deutlich frühere Aktivierung. Für den Vergleich wurde die Messung des M. semimembranosus in beiden Literaturquellen herangezogen.

Für **Glu** gibt es nur bei Hug [16] eine Darstellung, welche dem gemessenen Wert ebenfalls sehr nahe kommt. Die Messergebnisse starten 40° später und enden 20° später.

Bei **TA** entsprechen die Messwerte sehr gut dem Ergebniss von Hug [16], der Startpunkt von Ting [3] liegt jedoch fast 90° früher im Kurbelkreis.

Der **GM** Aktivierungsbereich liegt ebenfalls im Bereich, der in der Literatur angegeben ist, jedoch liegt der gemessene Startpunkt mit 50° Verschiebung mehr als eine Standardabweichung später als in den Ergebnissen der Literatur.

Die Ergebnisse für **SL** unterscheiden sich am weitesten von den Ergebnissen der Literatur, da sowohl der Startpunkt mit 60° als auch der Stopppunkt mit 40° mehr als eine Standardabweichung entfernt von den Ergebnissen von Hug [16] und Ting [3] liegen. Wenn man jedoch die Abstimmung der Muskeln zueinander betrachtet, bestätigt auch die Messung des SL mit ihrer Lage 40° vor Beginn des GM und phasenverschoben zu TA das Ergebnis vorbestehender Literatur von Ting [3] und Hug [16].

Beim Vergleich der vorliegenden Ergebnisse mit denen anderer Autoren spielen die spezifischen Faktoren des Studiendesigns eine Rolle.

Jorge und Hull [5] verwendeten für ihre Versuche auf Rollen gelagerte, freistehende Fahrräder, wie sie auch überwiegend im Alltag Verwendung finden. Dieser Fahrradtyp lässt sich am besten mit STS vergleichen. Jedoch kommt hinzu, dass der Proband die Balance halten musste, um nicht seitlich umzukippen. Diese motorische Aufgabe entfiel bei STS. Weiterhin kamen bei Jorge und Hull [5] Klippedale zum Einsatz, welche die Fußspitze mit einer festen Verbindung am Pedal fixierten, während das Knöchelgelenk frei beweglich blieb. Die Autoren beschreiben selbst einen starken

Einfluss der verwendeten Schuhe auf das resultierende Level der Muskelaktivität. Außerdem wurden von Jorge und Hull [5] überwiegend ehemalige oder aktive Rennradfahrer als Probanden rekrutiert, die zusätzlich alle männlich waren. Dadurch kann bei dieser Probandengruppe von einer überdurchschnittlich großen Muskelmasse und daraus resultierend hohen EMG Amplituden ausgegangen werden. Schließlich wurden die Versuche bei 83 bis 125 W und einer Umdrehungszahl von 80 UpM durchgeführt, was beides deutlich über den Leistungsparametern unserer Probanden liegt. Trotz der vielen Unterschiede zeigen die Ergebnisse von Jorge und Hull [5] ein vergleichbares Bild mit denen der vorliegenden Untersuchung.

Die Quadrizeps-Gruppe beginnt ihre Aktivierung noch deutlich vor TDC, wobei RF vor VL aktiv wird. GLU Aktivität lässt sich in der Extensionsphase ab 25° nach TDC nachweisen. Weiterhin kommt es bei Jorge und Hull [5] zu einer überlappenden Aktivierung von Quadrizeps- und Hamstring-Gruppe. Dabei bleibt herauszustellen, dass es sich bei der Überlappung nicht um die Winkelbereiche mit der stärksten Aktivität handelt. All diese Ergebnisse lassen sich fast identisch in Abbildung 20 nachvollziehen sowie in Abbildung 19 für den Bereich der stärksten Aktivierung von Ham und RF.

Unterschiede ergeben sich bei der Betrachtung der Unterschenkelmuskulatur. Jorge und Hull [5] haben eine GM Aktivität ab 30° bis ca. 270° gemessen, also eine Spanne von 240°. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen für 70 UpM in Abbildung 20 aber maximal eine Spanne von 150°. Dies lässt sich erklären durch die höheren EMG Amplituden bei Jorge und Hull [5] aufgrund des Studiendesigns. In den vorliegenden Ergebnissen ergibt sich eine geringere Amplitude im Verhältnis zum Grundrauschen, was zu einem schmaleren Bereich oberhalb des Schwellenwerts führte. Der Bereich, in dem sich die GM Amplitude in Abbildung 19 zu heben beginnt, erreicht eine ähnliche Breite wie bei Jorge und Hull [5].

Auch Ryan und Gregor [4] zeigen im Studiendesign wichtige Unterschiede. An ihrer Untersuchung nahmen ausschließlich Probanden mit mindestens einer Saison Rennraderfahrung teil. Die Belastung lag bei bis zu 250W bei einer Umdrehungszahl von 90 UpM.

Wiederum ergibt sich trotz der Unterschiede ein vergleichbares Bild wie in der vorliegenden Arbeit.

Ryan und Gregor [4] zeigen ihr Ergebnisse in Amplitudendarstellung, am besten vergleichbar mit Abbildung 19. Es handelte sich um ein mit STS vergleichbares Messgerät, welches in einer Halterung fixiert war und somit keine Balance wie bei Jorge und Hull [5] erforderte. Da es sich bei Ryan und Gregor [4] um eine normierte Darstellung handelt, lässt sich die Höhe der Amplituden nicht vergleichen. Das Aktivierungsmuster in der Arbeit von Ryan und Gregor [4] weist einige Charakteristika auf, welche auch in der vorliegenden Arbeit zu finden sind. RF beginnt seine Aktivierung deutlich vor VL. Ham Aktivität überlappt die Aktivität der Quadrizeps-Gruppe in der Extensionsphase. SL beginnt seine Aktivität vor GM.

5.2. Einfluss von Last und Geschwindigkeit auf das EMG

Sowohl eine Erhöhung der Last als auch eine Erhöhung der Umdrehungsgeschwindigkeit führen zu einer Zunahme der EMG Amplitude sowie einer Verbreiterung der aktiven Bereiche der Muskeln. Die Abfolge der Muskelaktivierung bleibt jedoch unbeeinflusst.

Die Zunahme der Amplitude kann durch eine vermehrte Rekrutierung von Nervenfasern erklärt werden. Im Falle der Widerstandserhöhung wird diese vermehrte Rekrutierung nötig, um die Belastung zu überwinden, im Falle der Geschwindigkeitserhöhung wird sie nötig, um den Kraftverlust im Sinne der Hill Relation auszugleichen. Die breiteren aktiven Bereiche deuten auf vermehrte Stabilisierungsarbeit hin.

Die meisten Autoren, die sich mit dieser Fragestellung auseinandergesetzt haben, arbeiteten in Belastungsbereichen, welche sich weit über denen der vorliegenden Arbeit befinden (Ericson [6], Neptune [2], MacIntosh [9]). Dennoch fällt auf, dass die Aktivierungsmuster der Arbeiten anderer Autoren durchwegs dem in dieser Arbeit gefundenen gleichen (z.B. Ericson [6]). Was sich verändert sind lediglich Beginn und Ende der Aktivierung sowie die Amplitude.

Ericson [6] beschreibt einen Versuchsaufbau, der STS sehr ähnlich ist. Es handelt sich um ein fixiertes Standergometer. Die Umdrehungszahlen lassen sich mit 40, 60, 80 und 100 UpM ebenfalls gut vergleichen mit den Ergebnissen dieser Arbeit. Unterschiede ergeben sich wieder im Probandenkollektiv, welches zum einen wieder aus einer rein männlichen Gruppe bestand und zum anderen mit einer mittleren Größe von 184 cm über der mittleren Größe der Probanden dieser Arbeit lag. Die niedrigste Belastung liegt mit 0 W zwar im Leistungsbereich dieser Untersuchung, jedoch besteht die erste Steigerungsstufe bei Ericson [6] schon aus einem Schritt auf 120 W, was die Vergleichbarkeit wieder einschränkt. Ericson [6] bezieht seine EMG Amplitude auf den Wert bei 120 W, welcher 100 % darstellt. Die Referenzgröße wurde von Ericson erhoben für 120 W und 60 UpM auf einem Standardergometer. Den besten Vergleich dazu liefert Abbildung 19 für den Faktor Geschwindigkeit und Abbildung 25 für den Faktor Last.

Bei der Einflussgröße der Last zeigen die Ergebnisse von Ericson [6] für alle untersuchten Muskeln eine signifikante Veränderung. Dabei verhalten sich die EMG Amplituden bei allen Muskeln proportional zur Belastung, mit Ausnahme von GM, welcher bei 0 W schon oberhalb der Amplitude von 120 W liegt. Es ergeben sich deutlich signifikante Steigerungen der Amplitude. Auch Abbildung 25 zeigt, dass die Amplituden der untersuchten Muskeln für höhere Belastung oberhalb der Amplituden für niedrige Belastung liegen, jedoch ergibt sich in Tabelle 12 und Tabelle 13 nur eine signifikante Veränderung bei VL. Dies lässt sich eindeutig auf das Versuchsprotokoll im Bereich niedriger Belastung zurückführen, welches bei gesunden Probanden nur zu einer geringen Steigerung der Muskelaktivität führte.

Bei Steigerung der Geschwindigkeit zeigen die Ergebnisse von Ericson [6] keine durchgehend proportionale Steigerung der EMG Amplitude. RF und Ham erreichen bei 40 UpM höhere Amplituden als bei 60 UpM. Bei RF erzeugt die Steigerung der Geschwindigkeit keine signifikante Zunahme der Amplitude und bei Ham nur eine gering signifikante Zunahme. Die übrigen von Ericson [6] untersuchten Muskeln zeigen deutlicheren Anstieg ihrer EMG Amplitude mit Steigerung der Geschwindigkeit.

Abbildung 19 zeigt ein identisches Bild. RF unterschreitet bei 70 UpM die Amplitude der niedrigeren Geschwindigkeiten, ebenso verhält sich Ham. Die übrigen Muskeln steigern ihre Amplitude proportional zur Geschwindigkeit.

Ericson [6] beschreibt außerdem signifikante Steigerungen in der Glu Aktivität, während die Probanden in vorliegender Untersuchung nur vereinzelt Glu Aktivität aufwiesen. Dies lässt sich zum einen durch den stärkeren Widerstand bei Ericson [6] und zum anderen durch die Körpergröße der Probanden erklären, da in vorliegender Arbeit die größeren Personen auf STS eher Glu Aktivität aufwiesen.

Neptune [2] rekrutierte ebenfalls ein reines Männerkollektiv mit einer vergleichbaren mittleren Größe von 181 cm. Die Probanden fuhren auf einem freistehenden Rennrad mit an die Pedale fixierter Fußspitze. Ziel der Untersuchung war der Einfluss der Trittschwindigkeit auf das EMG Profil.

Analog zu Ericson [6] und den Ergebnissen dieser Arbeit ergab sich bei Neptune [2] für RF wieder eine Abnahme der maximalen Amplitude, bei gleichzeitiger Verbreiterung der Gipfelbasis. Dieses Verhalten zeigt RF auch in Abbildung 19 und ebenso auf LGR in Abbildung 21.

Eine Diskrepanz ergibt sich für Ham, welcher bei Neptune [2] sowohl durch M. semimembranosus als auch durch M. biceps femoris vertreten ist. In den Ergebnissen von Neptune [2] zeigt sich eine lineare Zunahme der Amplitude für eine Steigerung der Geschwindigkeit. Die übrigen von Neptune [2] untersuchten Muskeln zeigen eine Zunahme der EMG Amplitude mit Steigerung der Geschwindigkeit, was den vorliegenden Ergebnissen entspricht.

Aus der Zusammenschau der in der Literatur vorhandenen Daten und den Daten der vorliegenden Arbeit lassen sich folgende Schlüsse ziehen:

Das Aktivierungsmuster der Muskeln ist in Bezug auf Last und Geschwindigkeit konstant. D.h. die Reihenfolge der Aktivierung der einzelnen Muskeln ändert sich bei verschiedenen Belastungen und Geschwindigkeiten nicht. Dies ist u.a. nachvollziehbar an Abbildung 20, Abbildung 22, Abbildung 26 und Abbildung 28.

Jorge und Hull [5] postulieren, dass eine Änderung der Belastung kaum Einfluss auf das generelle Aktivierungsmuster der untersuchten Muskeln hat. Dieses kann durch unsere Daten auch für den Bereich mit sehr niedriger Last bestätigt werden.

Betrachtet man die Amplitude des EMG Profils, so bewirkt eine Änderung der Geschwindigkeit größere Veränderungen als eine Erhöhung der Last. Vgl. hierzu Abbildung 19 mit Abbildung 25 oder Abbildung 21 mit Abbildung 27. In Tabelle 12 und Tabelle 13 ist außerdem zu sehen, dass jeder Muskel signifikante Amplitudenunterschiede bei Variationen der Geschwindigkeit zeigt, aber kaum ein Muskel weist signifikante Unterschiede bei Variationen der Last auf. Im Bereich der Belastungen, welche auch für paraplegische Patienten überwindbar wären, liegen für gesunde Probanden sowohl der niedrige als auch der hohe Widerstand deutlich unter den Belastungen des täglichen Lebens und erfordern deshalb nur geringe Muskelaktivierung. Daraus resultiert eine geringe Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten bei Steigerung der Belastung und infolge dessen eine geringe Zunahme der EMG Amplitude. Die Steigerung von 30 auf 70 UpM stellt auch für einen gesunden Probanden eine Anstrengung dar. Eine Erhöhung der Geschwindigkeit erfordert auch bei gleichbleibendem Widerstand mehr Muskelaktivierung, da die einzelnen Muskelfasern nach der Hill Relation bei höheren Geschwindigkeiten weniger Kraft aufbringen. Dies führt zu einer vermehrten Rekrutierung von Muskelfasern bei Steigerung der Geschwindigkeit und damit zur signifikanten Steigerung der EMG Amplitude.

5.3. Doppelgipfel im EMG Profil

Die vorliegende Arbeit zeigt das Auftreten von Doppelgipfeln im EMG Profil, welche v.a. bei hoher Geschwindigkeit und hoher Belastung entstehen. Diese Aktivierungsgipfel sind in der Unterschenkelmuskulatur gleichzeitig mit einer Aktivierung des jeweilig antagonistisch wirkenden Muskels zu beobachten, was möglicherweise die Steifigkeit des Unterschenkels erhöht.

Über das Auftreten von Doppelgipfeln im EMG Profil kann generell gesagt werden, dass es von der Gesamtbelastung abhängig ist.

Diese Gesamtbelastung lässt sich entweder durch eine Steigerung der Geschwindigkeit und/oder durch eine Steigerung der Last erreichen.

In Abbildung 19, Abbildung 21 und Abbildung 23 liegt die Gesamtbelastung stets unterhalb derer in Abbildung 31. Da die Doppelgipfel im Profil von GM und SL erst in Abbildung 31 auftreten, während TA in allen genannten Abbildungen Doppelgipfel aufweist, kann davon ausgegangen werden, dass TA eine niedrigere Schwelle für das Auftreten von Doppelgipfeln hat.

Da die Doppelgipfel klar in Aktivitätsbereichen des Antagonisten auftreten, können sie nicht zum Antrieb der Pedalbewegung dienen. Die Aktivität von Agonist und Antagonist gleichzeitig erhöht die Steifigkeit des Fußgelenks und erlaubt eine bessere Einflussnahme des Körpers auf die sich mit der Belastung steigernden Trägheitskräfte. Dies entspricht der im Gesamtwerk „Principles of Neural Science“ [17] auf S.689f. beschriebenen Theorie.

Das Auftreten von Doppelgipfeln v.a. von TA aber auch GM und SL lässt sich ebenfalls in der Literatur finden. Viele Arbeiten, darunter Brown [8], Winter [18], Dorel [19], Duc [20], Li [10], Hug [16], Neptune [2], Ryan [4] sowie Jorge [5] weisen in den EMG Kurven Doppelgipfel auf, wobei diese selten explizit im Text angesprochen bzw. Erklärungsmodelle gegeben werden. Neptune [2] zeigt ausgeprägte Doppelgipfel in TA, GM und SL und verknüpft deren Auftreten ebenfalls mit einer Steigerung der Geschwindigkeit. Die Ergebnisse von Ryan [4] lassen deutliche Doppelgipfel in TA und SL erkennen. Die Tretleistung in dieser Arbeit liegt bei 250W. Die Arbeit kommt ebenfalls zum Ergebnis, dass Doppelgipfel abhängig von den Fahrbedingungen wie Geschwindigkeit, Widerstand und Position sind und durch Erhöhung der Steifigkeit zu einer besseren Kraftübertragung auf das Pedal führen.

5.4. Einfluss der geometrischen Position und Richtung der Gravitation

Die Strategie der Muskelaktivierung bleibt weitgehend unbeeinflusst durch die Geometrie des Fahrrads. Im Detail ergeben sich aber durchaus Unterschiede. Die untersuchten Lokomotionsformen (LGR, STS, STA und CRO) sind alle dem konventionellen Fahrradfahren (bei uns STS) ähnlich.

Diese Ähnlichkeit kann durch zwei Theorien erklärt werden. Zum einen können linkes und rechtes Bein ihr Gewicht durch die mechanische Verbindung der Pedale ausgleichen. Zum anderen dominiert beim aktiven Fahrradfahren die Muskelkraft und ein gezielter Einsatz der Schwerkraft (im Sinne einer fehlenden Muskelaktivierung) findet nur begrenzt statt.

Eine Änderung der Gravitationskräfte, welche auf den Probanden wirken, kann durch verschiedene Variationen des Versuchsaufbaus erzielt werden. Zum einen lässt sich die Fahrposition des Probanden auf dem gleichen Gerät verändern. Ebenfalls kann die Orientierung des Gerätes bei gleicher Sitzposition variiert werden. Eine weitere Methode, wie in der vorliegenden Arbeit angewandt, ist den Gerätetyp zu wechseln. Die Gemeinsamkeit aller Methoden besteht darin, dass sich die Orientierung der Längsachse des Probanden in der Schwerkraftrichtung ändert.

Li und Caldwell [10] untersuchten drei verschiedene Positionen auf dem gleichen Gerät. Zum einen sitzendes Fahren in der Ebene (LS), sitzendes Fahren an einer Steigung (US) und stehende Fahrposition an einer Steigung (ST). Das Probandenkollektiv lässt sich mit einer mittleren Größe von 176 cm gut mit dem Kollektiv dieser Arbeit vergleichen. Die Probanden bei Li und Caldwell [10] fuhren auf ihrem eigenen Fahrrad mit einer selbstgewählten konstanten Geschwindigkeit. Daraus ergab sich eine Schwankung zwischen 60 und 85 UpM. Der Wechsel zwischen US und LS führte zu einer Zunahme der EMG Amplitude in allen untersuchten Muskeln bis auf GM. Die lässt sich ebenso in Abbildung 35 nachvollziehen. Ein Unterschied ergibt sich für Ham, welcher bei Li und Caldwell [10] an Amplitude zunimmt, in den vorliegenden Ergebnissen jedoch abnimmt. Ham nahm jedoch

auch bei Li und Caldwell [10] kaum an Amplitude zu, und diese Untersuchung fand an einer 8% Steigung statt. Eine signifikante Steigerung der Spitzenamplitude ergab sich bei Li und Caldwell [10] nur für Glu und TA, welche auch in Abbildung 35 eine große Steigerung beim Wechsel zwischen STS und STA zeigen. Tabelle 12 und Tabelle 13 zeigen jedoch signifikante Veränderungen bei Wechsel des Fahrradtyps von STS nach STA für alle Muskeln außer Ham und GM. Die Erklärung dafür liegt in den niedrigen Widerständen. Während Li und Caldwell [10] den Probanden Widerstände lieferten, die sie mit Kraft überwinden mussten, mussten die Probanden dieser Untersuchung eher verhindern, eine zu starke Beschleunigung durch ihr Körpergewicht in der Extensionsphase zu erreichen. Dies führte zu einer höheren Spannung der gesamten Muskulatur im Bein, was die Probanden auch subjektiv mehr ermüdete als Fahren gegen hohen Widerstand. Dadurch ergaben sich im Vergleich zum entspannten Sitzen auf STS mehr signifikante Amplitudenunterschiede.

In einer Arbeit von Brown und Kautz [8] wurden Probanden auf einem mit einem Ergometer ausgerüsteten Kipptisch in verschiedenen Winkeln zur Gravitationsrichtung untersucht, während sie mit 60 UpM in die Pedale traten. Das Probandenkollektiv ist sehr gut vergleichbar mit dem dieser Arbeit. Die Probanden wurden mit Gurten auf einem Kipptisch befestigt, welcher immer steiler gestellt wurde. Damit die Probanden nicht wegrutschen konnten, war ein Fahrradsattel unter ihnen befestigt. Es handelte sich also um eine sitzende Position in verschiedenen Orientierungen, was den Vergleich zu den vorliegenden Ergebnissen erschwerte, da in dieser Arbeit die Probanden auf STA sowie auf CRO frei standen. Die Ergebnisse von Brown und Kautz [8] zeigen mit Steilerwerden der Sitzposition eine Zunahme der Amplitude von TA, RF und Ham. Die Amplitude des Triceps surae nimmt mit Steilerwerden der Sitzposition ab. Die steilste eingenommene Position war 80° zur Gravitationsrichtung. Dies entspricht einem Zwischenwert von STS und STA. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen in Abbildung 35 ebenfalls eine starke Zunahme bei der Amplitude von RF sowie TA. TA bildet jedoch auf CRO eine Ausnahme, wo er fast nicht aktiviert wird. Dies liegt daran, dass das Sprunggelenk auf CRO nicht fixiert war und die Probanden während der Messung auf den Zehenballen standen. Eine TA Aktivität hätte den Halt des Fußes auf dem Trittbrett negativ beeinflusst. Nimmt man GM als Vertreter für Triceps surae aus der Untersuchung von Brown und Kautz [8], so stimmen die Ergebnisse überein. SL jedoch nimmt beim Wechsel von STS nach STA in seiner Amplitude zu.

Ob sich die Strategie des Muskeleinsatzes bei Änderung des Gravitationsfeldes ändert, kann beurteilt werden an der Amplitude des EMGs, am Verhalten der aktiven Bereiche, an der Reihenfolge der Muskelaktivierung sowie anhand des aktiven Anteils an definierten Umdrehungsphasen.

Zunächst interessiert das Verhalten der EMG Amplitude.

Die stärkste Änderung der Amplitude wird erreicht durch eine Änderung der Geometrie, sichtbar an der starken Amplitudenänderung aus Abbildung 35 im Vergleich mit der geringen Änderung durch

eine Steigerung der Geschwindigkeit in Abbildung 19. Besonders gut sichtbar ist der Unterschied z.B. bei RF. Auch die Signifikanzberechnung ergibt die meisten signifikanten Unterschiede zwischen den Fahrradtypen. Siehe dazu RF in Tabelle 12 oder auch SL in Tabelle 13.

Ebenfalls zeigt sich in Tabelle 12 und Tabelle 13 nur ein einziger signifikanter Amplitudenunterschied zwischen LGR und STS bei RF mit 50 UpM und kleinem Widerstand. Im Gegensatz dazu zeigen sich sehr viele signifikante Amplitudenunterschiede bei allen Muskeln zwischen LGR und STS auf der einen Seite und STA und CRO auf der anderen Seite. Die Fahrräder lassen sich nicht nur in zwei Gruppen aufteilen, von denen die eine aus LGR und STS im Sitzen und die andere aus STA und CRO im Stehen besteht. Bei RF, VL und TA zeigen sich in Tabelle 12 bzw. Tabelle 13 ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen STA und CRO, sodass die Fahrräder mindestens drei unterschiedliche Gruppen beinhalten.

Nächster Aspekt ist die Veränderung der Dauer der Aktivierung.

Die Signifikanzberechnung ergibt: Alle Muskeln ändern ihre Stopppunkte. VL, Glu, TA ändern auch signifikant ihre Startpunkte. Größten Einfluss dabei hat der Wechsel von Sitzen zum Stehen, also von LGR und STS auf STA und CRO. Siehe dazu Abbildung 36.

Das Aktivierungsmuster der Muskeln wird durch eine Änderung der Geometrie nicht beeinflusst. Die Abfolge der Muskelaktivierung bleibt auf allen Fahrradtypen gleich, wie aus Abbildung 36 sowie aus Abbildung 38 ersichtlich ist.

Vergleicht man die Ergebnisse von Neptune [2] mit Abbildung 39 verhalten sich manche Muskeln auf STA und CRO wie auf einem in Neptunes [2] Versuch verwendeten Fahrrad, manche verändern ihr Verhalten.

RF, Glu, TA verhalten sich auch auf STA und CRO wie auf einem normalen Fahrrad. Durch die höhere Amplitude und Grundaktivität und damit den höher bestimmten Schwellenwert dürfte der geringe Anteil an der E Phase entstehen trotz hoher Aktivität von RF.

Ham zeigt zu wenig Aktivierung in der E-B Phase, was sich erklären lässt durch die unterschiedliche Sitzposition bei Neptune [2] und der vorliegenden Untersuchung. VL zeigt den stärksten Unterschied bei STA und CRO. Er ist verantwortlich für die Versteifung des Beines im Stand. Sowohl VL als auch Ham als Antagonist zeigen eine Zunahme des aktiven Anteils in der E Phase. Bei Paraplegikern müssten für ein aufrechtes Radfahren beide Muskeln gleichzeitig stimuliert werden. TA hat kaum aktive Anteile auf CRO, auch die Amplitude und der aktive Bereich sind sehr klein auf CRO. Grund dafür ist das nicht fixierte Sprunggelenk, was zu einer tendenziellen Fußhebung der Probanden führte. Dies erklärt auch, dass GM und SL auf CRO stärker als auf den übrigen Fahrrädern aktiviert sind. Das lässt sich an Abbildung 35 sowie Abbildung 37 nachvollziehen.

5.5. Generalisierbarkeit des neuronalen Koordinationsmodells von Raasch [13] und Ting [3]

Das Raasch [13] und Ting [3] Modell ist ein einfaches Modell der Aktivierung des zentralen (spinalen) Patterngenerators beim Pedaltreten auf einem konventionellen Fahrrad (bei uns STS). Entsprechend diesem Modell werden die meisten Muskeln in einer starren Abfolge aktiviert, unabhängig ob das Pedaltreten vorwärts oder rückwärts erfolgt, und lediglich zwei Muskeln werden in ihrer Sequenz variiert, um die Richtungsänderung zu erreichen.

Das Modell von Raasch [13] und Ting [3]:

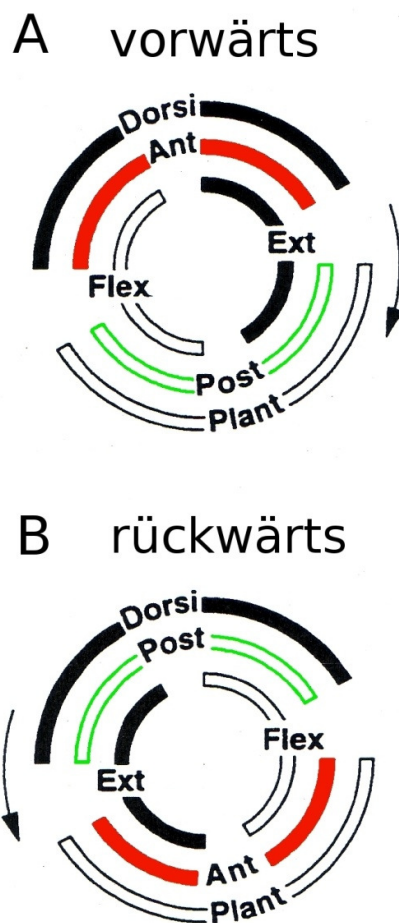


Abbildung 42 : Aktive Bereiche der Muskelgruppen (modifiziert nach Ting [1])

Raasch [13] und Ting [3] teilten anhand von Simulationsergebnissen die Muskulatur des Beines in sechs Gruppen ein (Abbildung 42). Die Simulation zeigte, dass diese sechs Gruppen ausreichen, um eine glatt verlaufende Pedalbewegung durchzuführen.

Laut Raasch [13] und Ting [3] werden die einzelnen Muskeln folgendermaßen gruppiert:

VL und **Glu** gehören als Extensoren des Knie- und Hüftgelenks zur Ext-Gruppe. Die Flex-Gruppe besteht aus dem M. ileopsoas. Die Dorsi-Gruppe symbolisiert die Dorsiflexoren des Knöchelgelenks und damit **TA**. Die Plant-Gruppe beinhaltet **GM** und **SL** als Plantarflexoren des Knöchelgelenks.

Die Ant-Post-Gruppen bestehen aus den Muskeln des Oberschenkels, welche sich über zwei Gelenke erstrecken. Dabei entspricht **RF** der Ant-Gruppe und **Ham** der Post-Gruppe.

Laut der Simulation von Raasch [13] und Ting [3] ändern die Gruppen Ant-Post beim Wechsel der Laufrichtung ihre Phase um bis zu 180°. Die Gruppen Dorsi-Plant und Ext-Flex behalten ihre Phase beim Wechsel der Laufrichtung. Diese Änderung der Phase von RF und Ham betrachten wir als die wesentliche Eigenschaft des Modells von Raasch [13] und Ting [3]. Das beschriebene Modell wurde von Raasch [13] und Ting [3] durch EMG Untersuchungen an gesunden Probanden verifiziert. Diese Versuche fanden jedoch nur auf einem einzigen Fahrradtyp statt, welcher dem von uns untersuchten STS entspricht. Die zentrale Fragestellung dieser Arbeit war deshalb, inwiefern die bei Umkehr der Laufrichtung auftretende Sequenzänderung auf andere zyklische Lokomotionsbewegungen generalisierbar ist

Generalisierbarkeit des Raasch [13] und Ting [3] Modells:

Das neuronale Koordinationsmodell von Raasch [13] und Ting [3] kann für LGR und STS bestätigt werden.

Auf STA und CRO kommt es beim Wechsel der Laufrichtung zu keiner Phasenverschiebung von RF und Ham, deshalb muss das Modell von Raasch [13] und Ting [3] hier als ungültig betrachtet werden. Wie bei STA und CRO lässt sich diese fehlende Phasenverschiebung auch beim Wechsel der Richtung beim Gehen feststellen (Winter [21]). Damit ergibt sich eine Ähnlichkeit zwischen STA, CRO und dem Gehen. Das Aktivierungsmuster des Gehens ist ansonsten jedoch stark unterschiedlich zu dem Aktivierungsmuster auf STA und CRO.

Die Zugehörigkeit der Muskeln zu den vorbeschriebenen Bereichen wird auch durch unsere Arbeit bestätigt. RF und Ham ändern auf LGR und STS ihre Phase beim Wechsel der Laufrichtung. Dieses Verhalten lässt sich zum einen visuell in Abbildung 33 und zum anderen durch die Ergebnisse der Korrelationsrechnung in Tabelle 6 und Tabelle 7 verifizieren, welche große Phasenverschiebungen ergab (122° bis 153°). Ebenfalls zeigt das globale Maß in Tabelle 10 in den rot markierten Feldern für LGR und STS eine große Verschiebung beim Wechsel der Laufrichtung an (113° und 132°). Auf STA und CRO zeigt sich jedoch das Fehlen dieser Phasenverschiebung beim Wechsel der Laufrichtung und damit eine starke Abweichung von dem Modell von Raasch [13] und Ting [3]. Diese fehlende Verschiebung wird wiederum deutlich in Abbildung 33, Tabelle 8 und Tabelle 9 (7° bis 68°) sowie im globalen Maß in Tabelle 10 (7° und 28°).

Sowohl aus der auf Schwellenwert basierenden Abbildung 36 als auch aus Tabelle 10 ist zu entnehmen, dass unterschiedliche Fahrradtypen in Laufrichtung vorwärts ähnlich sind.

Aus den beiden Beobachtungen, dass

1. bei LGR und STS eine Verschiebung der aktiven Phase von RF und Ham auftritt und bei STA und CRO diese Verschiebung ausbleibt
2. bei allen Vorwärtsbewegungen die Muskeln in Phase sind

folgt, dass der Vergleich aller rückwärtigen Bewegungsmuster untereinander unterschiedliche Ergebnisse zeigen muss. Die Ergebnisse in Tabelle 10 bestätigen dies durch das Auftreten sowohl großer Verschiebungen z.B. zwischen LGR rückwärts und CRO rückwärts (100°) und durch das Auftreten kleiner Verschiebungen zwischen z.B. LGR rückwärts und STS rückwärts (7°). Dass sich für den Vergleich von STA rückwärts mit LGR rückwärts und STS rückwärts Ausnahmen ergeben, liegt an der in Abbildung 34 deutlichen Daueraktivierung und den daraus folgenden schlecht abgegrenzten Amplitudengipfeln u.a. von RF und VL.

Der Wechsel der Phase von RF und Ham scheint auf LGR und STS die entscheidende Rolle beim Wechsel der Laufrichtung zu spielen, kann aber nicht die einzige Strategie des zentralen (spinalen) Patterngenerators sein, um die Laufrichtung zu ändern, da auf STA und CRO kein Wechsel der Phase verwendet wird und trotzdem eine andere Laufrichtung resultiert. Siehe dafür RF und Ham in Abbildung 33. Ebenfalls wird dieses Verhalten sichtbar in Tabelle 8, Tabelle 9 und Tabelle 10.

Womöglich wird die Laufrichtungsänderung durch eine einfache zeitliche Invertierung der Reihenfolge der Muskelaktivierung erreicht. Dieses Prinzip wurde für EMG Muster während des Gehens vorbeschrieben durch Winter [21].

Eine Erklärung für das abweichende Verhalten von STA und CRO bietet, neben dieser möglichen Gemeinsamkeit mit der Richtungsänderung beim Gehen, die Komplexität der Bewegungen im Vergleich zu normalen im Sitzen gefahrenen Fahrradtypen. Im Sitzen ist die Bewegung einfacher, die aktiven Bereiche der Muskeln sind besser voneinander getrennt. Auf CRO und STA können teilweise Daueraktivität und mehrere Gipfel durch Balanceaspekte und Haltearbeit hinzukommen. Dies zeigt sich z.B. bei RF und VL in Abbildung 34.

RF zeigt in Abbildung 33 keinen völlig eindeutigen Verlust der Phasenverschiebung bei STA und CRO, da sowohl der aktive Bereich beim Vorwärtsfahren als auch beim Rückwärtsfahren sehr breit ist. Es ist wahrscheinlich, dass dieser Effekt durch Instabilität bei der Bewegung auf STA und CRO zustande kommt und Halteaktivität hinzukommt. Absolut eindeutig stellt sich in Abbildung 33 der Verlust der Phasenverschiebung bei Ham auf STA und CRO dar.

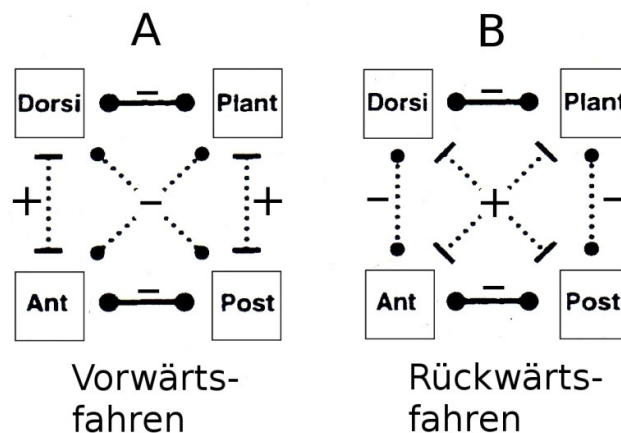


Abbildung 43 : Aktivierungsmuster für Vorwärts- und Rückwärtsfahren (modifiziert nach Ting [1])

Abbildung 43 zeigt die von Ting [1] postulierten Aktivierungsmuster für Vorwärtsfahren (A) sowie Rückwärtsfahren (B) und das Zusammenspiel der weiter oben beschriebenen Muskelgruppen.

Die Grafik zeigt, welche Muskelgruppen gleichzeitig aktiv sind und welche sich gegenseitig hemmen. Wichtig ist, dass die Modelle punktuell die Aktivität an den Transitionen der Fahrradbewegung betrachten, also nur gleichzeitige Aktivität und Hemmung am oberen Totpunkt (TDC) und unteren Totpunkt (BDC). Im übrigen Kurbelkreis können auch Überschneidungsbereiche von mit – gekennzeichneten Paaren auftreten.

Die erste wesentliche Erkenntnis der vorliegenden Arbeit ist, dass das Modell von Raasch [13] und Ting [3] bei Fahren in Laufrichtung vorwärts auf allen untersuchten Geräten bestätigt werden kann (insbesondere auch in den aufrechten Fahrpositionen auf STA und CRO).

Abbildung 33 zeigt die gleichzeitige Aktivität von RF und TA, also der Ant- und Dorsi-Gruppe, um den oberen Totpunkt sowie gleichzeitige Aktivität von Ham, GM und SL, also der Post- und Plant-Gruppe, um den unteren Totpunkt. Die hemmenden Einflüsse verhalten sich entsprechend.

Damit ist auf allen untersuchten Geräten das in Abbildung 43 dargestellte Vorwärtsmuster A gültig.

Die zweite wichtige Erkenntnis der vorliegenden Arbeit ist, dass, entgegen unseren Erwartungen, das Rückwärtsmuster B von Raasch [13] und Ting [3] lediglich für die im Sitzen gefahrenen Fahrradtypen LGR und STS bestätigt werden kann.

Abbildung 33 zeigt, dass das Aktivierungsmuster der Muskeln beim Rückwärtsfahren auf LGR und STS dem von Raasch [13] und Ting [3] beschriebenen Rückwärtsmuster B entspricht. Hier zeigt sich gleichzeitige Aktivität von RF, GM und SL, also der Ant- und Plant-Gruppe, um den unteren Totpunkt sowie gleichzeitige Aktivität von Ham und TA, also der Post- und Dorsi-Gruppe, um den oberen Totpunkt. Wiederum verhalten sich auch die hemmenden Einflüsse gemäß dem Modell von Raasch [13] und Ting [3].

Ein abweichendes Verhalten zeigt sich auf STA und CRO während des Rückwärtsfahrens (siehe Abbildung 33). Betrachtet man hier die Aktivität um den oberen und unteren Totpunkt, so gilt nicht das erwartete Rückwärtsmuster B sondern das Vorwärtsmuster A, wie während einer Vorwärtsbewegung auf einem konventionellen Fahrrad.

Somit lässt sich zusammenfassend sagen, dass erwartungsgemäß bei LGR und STS das Modell von Raasch [13] und Ting [3] gültig ist (Abbildung 44).

Bei STA und CRO findet sich keine nennenswerte Änderung zwischen Vorwärts- und Rückwärtsfahren. Das für beide Fahrtrichtungen verwendete Muster ist dem Vorwärtsmuster A von Raasch [13] und Ting [3] ähnlich (Abbildung 44). Mit anderen Worten erklärt das Raasch [13] / Ting [3] Modell das Verhalten der Aktivierung für STA und CRO nicht.

Zur Klärung dieses Phänomens sind zum Vergleich EMG Daten beim Gehen aus der Literatur herangezogen worden (Winter [21]).

Es ist zu bemerken, dass im Falle des Gehens sich das Vorwärtsmuster ebenfalls nur gering vom Rückwärtsmuster unterscheidet und insbesondere nur eine geringfügige Phasenverschiebung von RF und Ham zu beobachten ist (Winter [21]).

Diesbezüglich zeigt das Umschaltverhalten des Gehens Ähnlichkeiten mit dem Verhalten beim Wechsel der Laufrichtung auf STA und CRO. Es soll jedoch betont werden, dass sich das Muster des Gehens trotz der erwähnten Ähnlichkeit stark von dem Muster auf STA und CRO unterscheidet (Abbildung 44).

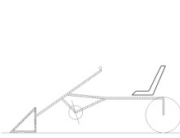
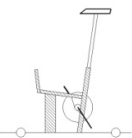
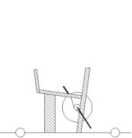
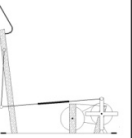

	 LGR	 STS	 STA	 CRO	 Gehen
vorwärts	A	A	A	A	C
rückwärts	B	B	A	A	C

Abbildung 44 : Aktivierungsmuster verschiedener Lokomotionsformen

5.6. Betrachtung der Ergebnisse für die Rehabilitationsmedizin

Die ursprüngliche Erwartung, das EMG Profil würde sich von LGR, STS über STA bis zu CRO durch die Annäherung der Bewegungsform an ein EMG Profil des Gehens anpassen, ließ sich nicht bestätigen. Die Literatur (z.B. Thorstensson [22] und Winter [18]) zeigt deutliche Abweichungen im Aktivierungsmuster der Muskeln beim Gehen im Vergleich zu allen untersuchten Geräten in dieser Arbeit, insbesondere auch zu den Aktivierungsmustern auf STA und CRO.

Dennoch ergeben sich für die Rehabilitation wichtige Unterschiede zwischen den Fahrradtypen, und es zeigen sich mehrere Vorteile von Bewegungsformen in aufrechter Position wie STA und CRO.

Wichtig für die Rehabilitation des Gehens sind laut bisheriger Meinung:

1. Eine rhythmische Stimulation, welche von allen Fahrradtypen erreicht wird.
2. Eine aufrechte Position
3. Die Extension der Hüfte

STA und CRO erreichen eine bessere Hüftstreckung als LGR und STS, jedoch wie LGR und STS nie eine volle Extension.

Glu ist nur auf STA und CRO bei allen Probanden durchgehend nachzuweisen. Bei einigen Probanden zeigt sich Glu Aktivität auch auf LGR und STS. Auffällig dabei ist, dass dies nur bei großen Personen auftritt. Es kann postuliert werden, dass die Geometrie durch die Größe des Probanden mit beeinflusst wird. Eine weitere Ursache kann der Trainingszustand der Probanden sein. Routinierte Fahrradfahrer nutzen Glu stärker, während er von anderen Probanden eher vernachlässigt wird.

Da Glu Aktivität auf STA und CRO bei allen Geschwindigkeiten und Belastungen nachweisbar ist, handelt es sich bei STA und CRO um die richtigen Geräte, um im Bereich niedriger Belastung Glu Training durchzuführen.

Dobkin [23] nennt Dehnung und Kontraktion der Sprunggelenksextensoren als wichtige sensorische Rückmeldung für den spinalen Rhythmusgenerator.

Wie in Abbildung 35 sichtbar wird die stärkste Aktivität in GM und SL auf STA und CRO erreicht. TA erreicht die höchste Aktivität auf STA.

Zusammenfassend kann man für STA eine starke Aktivierung der gesamten Unterschenkelmuskulatur festhalten. Diese Eigenschaft besitzen normale Fahrräder wie LGR und STS nicht. Hohe Aktivität der Unterschenkelmuskulatur zeigt sich auch beim Gehen, wie vorbeschrieben von Ericson [6] und Burnfield [24].

Weitere Vorteile von STA und CRO sind ein stärkerer Trainingsreiz durch höhere Belastung sowie ein zusätzliches Balancetraining.

Ericson [6] beschreibt Radfahren als nicht effektiv, um RF zu trainieren. STA und CRO zeigen im Vergleich zu normalen Fahrrädern deutlich höhere RF Aktivität, wie in Abbildung 35 und Tabelle 12 zu erkennen ist.

Die stärkste Aktivierung von RF und VL findet sich auf STA. Auch die Ermüdung der Probanden war am ausgeprägtesten auf STA. Dies lässt sich durch eine höhere Kniegeschwindigkeit und eine damit verbundene verstärkte Muskelermüdung erklären. In der Kniegeschwindigkeit liegt auch der Unterschied zwischen STA und der annähernd senkrechten Position im Kipptischversuch von Brown und Kautz [8], da die Probanden beim Kipptischversuch durchgehend auf einem Sattel saßen.

Aus rehabilitativer Sicht mit dem Ziel das Gehen zu erreichen, haben STA und CRO große Vorteile. Sie bieten einerseits eine Bewegungsform, welche dem Gehen in Punkten wie z.B. Glutaeus Aktivität und hoher Aktivität der Unterschenkelmuskulatur ähnlicher ist als die Bewegung auf konventionellen Fahrrädern wie LGR und STS.

Auf der anderen Seite haben STA und CRO Vorteile in der Anwendung, wie sie für konventionelle Fahrräder typisch sind (z.B. leichte Anwendbarkeit bei Patienten mit schlechter neuronaler Kontrolle, da die Beine bei STA und CRO durch Pedale geführt werden).

Die Verschmelzung positiver Rehabilitationseigenschaften sowohl des Gehens als auch des Fahrradfahrens macht STA und CRO zu vielversprechenden Trainingsgeräten.

6. Zusammenfassung

Fahrradfahren spielt eine wichtige Rolle sowohl in der klinisch-rehabilitativen Anwendung als auch zur wissenschaftlichen Erforschung u.a. des zentralen (spinalen) Patterngenerators. Eine Änderung der Gravitations- und Inertialkräfte, wie sie z.B. bei Variation von Geschwindigkeit, Widerstand, Laufrichtung und Fahrradtyp (konventionelles Fahrrad, Liegerad, stehendes Fahrradfahren und elliptischer Trainer) auftritt, beeinflusst das Verhalten der an der Bewegung beteiligten Muskeln. Es ist bisher in keiner der bekannten Veröffentlichungen der Einfluss all dieser Faktoren bei einem einzigen Probandenkollektiv und mithilfe identischer Messtechnik untersucht worden. Diese Arbeit bietet eine einheitliche Analyse der Muskelaktivität bei Variation aller angesprochenen Faktoren. Die wichtigste von uns untersuchte Frage war, ob sich das vom konventionellen Fahrradfahren bekannte Koordinationsmodell von Raasch [13] und Ting [3] auf andere cyclische Bewegungsformen übertragen lässt. Dieses Modell erklärt den Wechsel zwischen Vorwärts- und Rückwärtsfahren durch ein Umschalten der Aktivierungsphasen einzelner Muskeln, welche an der Fahrradbewegung beteiligt sind. Das Modell beruht auf der Vorstellung, dass die Mehrzahl der Muskeln bis auf wenige Ausnahmen ihr Einschaltverhalten bei Richtungsänderung der Bewegung nicht ändert. Dieses Modell wurde bisher nur für konventionelles Fahrradfahren überprüft und sollte in der vorliegenden Arbeit auf seine Generalisierbarkeit auf andere cyclische Lokomotionsformen (1. Liegerad, 2. sitzendes Steilradfahren, 3. stehendes Steilradfahren und 4. elliptische Bewegung auf Crosstrainer) überprüft werden.

Es sind zehn gesunde Probanden unter diesen vier cyclischen Bewegungsformen untersucht worden. Dabei wurde weiterhin die Geschwindigkeit, der Widerstand, sowie die Laufrichtung variiert. Die Untersuchungen fanden im Bereich niedriger Belastungen statt, d.h. die Widerstände wurden so niedrig gewählt, dass sie z.B. von paraplegischen Patienten mithilfe funktioneller Elektrostimulation ebenfalls überwunden werden können.

Es wurde das Elektromyogramm von sieben an der Fahrradbewegung beteiligten Muskeln des Beines aufgezeichnet. Um die verschiedenen Fahrbedingungen vergleichbar zu machen, wurden die Ergebnisse der Messungen auf den Pedalwinkel bezogen und als Nullpunkt des Koordinatensystems der obere Totpunkt des entsprechenden Fahrradtyps gewählt.

Verglichen wurden einerseits die aktiven Bereiche der Muskeln, welche durch schwellenwertbasierte manuelle Auswertung des Oberflächen-EMGs festgelegt wurden. Zum anderen wurde der Amplitudenverlauf mittels einer Korrelationsrechnung verglichen, welche Verschiebungen des Erregungsgipfels der EMG Kurven quantifiziert. Zusätzlich wurde die Höhe der EMG Amplitude unter verschiedenen Bedingungen verglichen.

Es konnte sowohl anhand der aktiven Bereiche als auch durch die Korrelation gezeigt werden, dass beim Vorwärtsfahren die für konventionelles Radfahren beschriebene Aktivierungssequenz der

Muskeln für alle untersuchten cyclischen Lokomotionsformen (Liegerad, Steilrad sitzend und stehend gefahren und Crosstrainer) gültig ist.

Beim Rückwärtsfahren wird dagegen bei aufrechtem Steilradfahren und Crosstrainer nicht die bei konventionellem Radfahren benutzte Aktivierungssequenz verwendet, sondern eine Sequenz, die eher der für das Vorwärtsfahren ähnelt.

Somit ist die wesentliche aus dieser Arbeit gewonnene Erkenntnis, dass das Raasch [13] / Ting [3] Modell bei den von uns untersuchten cyclischen Lokomotionsformen nur mit dieser Einschränkung gültig ist. Mit anderen Worten besteht bei den aufrechten Lokomotionsformen eine höhere Ähnlichkeit zwischen Vorwärts- und Rückwärtsbewegung als bei klassischem Radfahren. Diese Ähnlichkeit besteht im Wesentlichen in einem invarianten Einschaltverhalten der ischiocruralen Muskulatur.

Diese Invarianz deutet gleichzeitig darauf hin, dass das stehende Steilradfahren und die elliptische Bewegung auf dem Crosstrainer Übergangsstufen zum Gehen darstellen.

Weiterhin ist in dieser Arbeit gezeigt worden, dass eine Abhängigkeit der EMG Amplitude sowohl von der Bewegungsgeschwindigkeit als auch in geringerem Maße von der Belastungsstufe existiert. Diese Ergebnisse gelten für den vorbeschriebenen Bereich niedriger Belastungen auf allen untersuchten cyclischen Lokomotionsformen.

Die praktische Bedeutung der Anwendung von stehendem Steilradfahren und Crosstrainer ist die einfache technische Anwendbarkeit bei gleichzeitiger möglicher Wirksamkeit als Gehtraining, eine Perspektive, die sich aus der in dieser Arbeit nachgewiesenen Ähnlichkeit von stehendem Steilradfahren und Crosstrainer mit dem Gehen ableiten lässt.

7. Anhang

Signifikanz von RF

Signifikanz der Geschwindigkeit	30/50	50/70	30/70
Liegerad low	-	-	-
Liegerad high	-	-	-
Steilrad low	-	-	-
Steilrad high	-	-	-
Crosstrainer low	-	-	+
Crosstrainer high	+	+	+

Signifikanz von VL

Signifikanz der Geschwindigkeit	30/50	50/70	30/70
Liegerad low	-	+	+
Liegerad high	+	+	+
Steilrad low	+	+	+
Steilrad high	+	+	+
Crosstrainer low	-	-	+
Crosstrainer high	+	+	+

Signifikanz der Belastung	Bei 30UpM low/high	Bei 50UpM low/high	Bei 70UpM low/high
Liegerad	-	-	-
Steilrad	-	-	-
Crosstrainer	-	+	+
Steilrad aufrecht	- (ttest2)	n. mögl.	n. mögl.

Signifikanz der Belastung	Bei 30UpM low/high	Bei 50UpM low/high	Bei 70UpM low/high
Liegerad	-	+	+
Steilrad	-	+	+
Crosstrainer	-	-	-
Steilrad aufrecht	- (ttest2)	n. mögl.	n. mögl.

Signifikanz des Fahrradtyps	Liegerad/Steilrad	Liegerad/Crosstrainer	Steilrad/Crosstrainer
30UpM low	-	-	-
30UpM high	-	-	-
50UpM low	+	-	-
50UpM high	-	+	-
70UpM low	-	+	+
70UpM high	-	+	+

Signifikanz des Fahrradtyps	Liegerad/Steilrad	Liegerad/Crosstrainer	Steilrad/Crosstrainer
30UpM low	-	+	+
30UpM high	-	+	+
50UpM low	-	+	+
50UpM high	-	+	+
70UpM low	-	+	+
70UpM high	-	+	+

Signifikanz des Fahrradtyps	Steilrad aufrecht / Liegerad	Steilrad aufrecht / Steilrad	Steilrad aufrecht / Crosstrainer
30UpM low	+	+	+
30UpM high	+	+	+

Signifikanz des Fahrradtyps	Steilrad aufrecht / Liegerad	Steilrad aufrecht / Steilrad	Steilrad aufrecht / Crosstrainer
30UpM low	+	+	+
30UpM high	+	+	+

Signifikanz von Ham

Signifikanz der Geschwindigkeit	30/50	50/70	30/70
Liegerad low	-	-	-
Liegerad high	-	-	-
Steilrad low	-	-	-
Steilrad high	-	-	-
Crosstrainer low	-	-	+
Crosstrainer high	-	-	+

Signifikanz von Glu

Signifikanz der Geschwindigkeit	30/50	50/70	30/70
Liegerad low	-	-	-
Liegerad high	-	-	-
Steilrad low	-	-	-
Steilrad high	-	-	+
Crosstrainer low	-	+	+
Crosstrainer high	-	+	+

Signifikanz der Belastung	Bei 30UpM low/high	Bei 50UpM low/high	Bei 70UpM low/high
Liegerad	-	-	-
Steilrad	-	-	-
Crosstrainer	-	-	-
Steilrad aufrecht	- (ttest2)	n. mögl.	n. mögl.

Signifikanz der Belastung	Bei 30UpM low/high	Bei 50UpM low/high	Bei 70UpM low/high
Liegerad	-	-	-
Steilrad	-	-	-
Crosstrainer	-	-	-
Steilrad aufrecht	- (ttest2)	n. mögl.	n. mögl.

Signifikanz des Fahrradtyps	Liegerad/Steilrad	Liegerad/Crosstrainer	Steilrad/Crosstrainer
30UpM low	-	-	-
30UpM high	-	-	-
50UpM low	-	-	-
50UpM high	-	+	-
70UpM low	-	+	-
70UpM high	-	+	+

Signifikanz des Fahrradtyps	Liegerad/Steilrad	Liegerad/Crosstrainer	Steilrad/Crosstrainer
30UpM low	-	-	-
30UpM high	-	+	-
50UpM low	-	-	-
50UpM high	-	+	+
70UpM low	-	+	+
70UpM high	-	+	+

Signifikanz des Fahrradtyps	Steilrad aufrecht / Liegerad	Steilrad aufrecht / Steilrad	Steilrad aufrecht / Crosstrainer
30UpM low	-	-	-
30UpM high	-	-	-

Signifikanz des Fahrradtyps	Steilrad aufrecht / Liegerad	Steilrad aufrecht / Steilrad	Steilrad aufrecht / Crosstrainer
30UpM low	+	+	-
30UpM high	+	+	-

Tabelle 12 : Signifikante Amplitudenveränderungen (P<0.05)

Signifikanz von TA

Signifikanz der Geschwindigkeit	30/50	50/70	30/70
Liegerad low	-	-	+
Liegerad high	-	-	+
Steilrad low	-	-	-
Steilrad high	-	-	-
Crosstrainer low	-	-	+
Crosstrainer high	-	+	+

Signifikanz von GM

Signifikanz der Geschwindigkeit	30/50	50/70	30/70
Liegerad low	-	-	-
Liegerad high	-	-	-
Steilrad low	-	-	-
Steilrad high	-	-	-
Crosstrainer low	-	-	+
Crosstrainer high	+	-	+

Signifikanz der Belastung	Bei 30UpM low/high	Bei 50UpM low/high	Bei 70UpM low/high
Liegerad	-	-	-
Steilrad	-	-	-
Crosstrainer	-	-	-
Steilrad aufrecht	- (ttest2)	n. mögl.	n. mögl.

Signifikanz der Belastung	Bei 30UpM low/high	Bei 50UpM low/high	Bei 70UpM low/high
Liegerad	-	-	-
Steilrad	-	-	-
Crosstrainer	-	-	-
Steilrad aufrecht	- (ttest2)	n. mögl.	n. mögl.

Signifikanz des Fahrradtyps	Liegerad/Steilrad	Liegerad/Crosstrainer	Steilrad/Crosstrainer
30UpM low	-	-	-
30UpM high	-	-	-
50UpM low	-	-	-
50UpM high	-	-	-
70UpM low	-	-	-
70UpM high	-	-	-

Signifikanz des Fahrradtyps	Liegerad/Steilrad	Liegerad/Crosstrainer	Steilrad/Crosstrainer
30UpM low	-	-	-
30UpM high	-	-	+
50UpM low	-	-	+
50UpM high	-	+	+
70UpM low	-	-	+
70UpM high	-	+	+

Signifikanz des Fahrradtyps	Steilrad aufrecht / Liegerad	Steilrad aufrecht / Steilrad	Steilrad aufrecht / Crosstrainer
30UpM low	+	+	+
30UpM high	+	+	+

Signifikanz des Fahrradtyps	Steilrad aufrecht / Liegerad	Steilrad aufrecht / Steilrad	Steilrad aufrecht / Crosstrainer
30UpM low	-	-	-
30UpM high	-	-	-

Signifikanz von SL

Signifikanz der Geschwindigkeit	30/50	50/70	30/70
Liegerad low	-	-	-
Liegerad high	-	-	-
Steilrad low	-	-	-
Steilrad high	-	-	-
Crosstrainer low	-	-	+
Crosstrainer high	+	+	+

Signifikanz der Belastung	Bei 30UpM low/high	Bei 50UpM low/high	Bei 70UpM low/high
Liegerad	-	-	-
Steilrad	-	-	-
Crosstrainer	-	-	-
Steilrad aufrecht	- (ttest2)	n. mögl.	n. mögl.

Signifikanz des Fahrradtyps	Liegerad/Steilrad	Liegerad/Crosstrainer	Steilrad/Crosstrainer
30UpM low	-	+	-
30UpM high	-	+	+
50UpM low	-	+	+
50UpM high	-	+	+
70UpM low	-	+	+
70UpM high	-	+	+

Signifikanz des Fahrradtyps	Steilrad aufrecht / Liegerad	Steilrad aufrecht / Steilrad	Steilrad aufrecht / Crosstrainer
30UpM low	+	+	-
30UpM high	+	+	-

Tabelle 13 : Signifikante Amplitudenveränderungen (P<0.05) (Fortsetzung)

8. Literaturverzeichnis

1. Ting, L.H., *Neural strategies for control of locomotion elucidated by novel pedaling paradigms*. 1997, Stanford University. p. 97.
2. Neptune, R.R., S.A. Kautz, and M.L. Hull, *The effect of pedaling rate on coordination in cycling*. J Biomech, 1997. **30**(10): p. 1051-8.
3. Ting, L.H., et al., *Phase reversal of biomechanical functions and muscle activity in backward pedaling*. J Neurophysiol, 1999. **81**(2): p. 544-51.
4. Ryan, M.M. and R.J. Gregor, *EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence*. J Electromyogr Kinesiol, 1992. **2**(2): p. 69-80.
5. Jorge, M. and M.L. Hull, *Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling*. J Biomech, 1986. **19**(9): p. 683-94.
6. Ericson, M.O., et al., *Muscular activity during ergometer cycling*. Scand J Rehabil Med, 1985. **17**(2): p. 53-61.
7. Savelberg, H., *Body Configuration in Cycling Affects Muscle Recruitment and Movement Pattern*. J Appl Biomech, 2003. **19**: p. 310-324.
8. Brown, D.A., S.A. Kautz, and C.A. Dairaghi, *Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations*. J Biomech, 1996. **29**(10): p. 1349-56.
9. MacIntosh, B.R., R.R. Neptune, and J.F. Horton, *Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry*. Med Sci Sports Exerc, 2000. **32**(7): p. 1281-7.
10. Li, L. and G.E. Caldwell, *Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture*. J Appl Physiol, 1998. **85**(3): p. 927-34.
11. Szecsi, J., et al., *Functional output improvement in FES cycling by means of forced smooth pedaling*. Med Sci Sports Exerc, 2007. **39**(5): p. 764-80.
12. Petrofsky, J.S., *New algorithm to control a cycle ergometer using electrical stimulation*. Med Biol Eng Comput, 2003. **41**(1): p. 18-27.
13. Raasch, C.C. and F.E. Zajac, *Locomotor strategy for pedaling: muscle groups and biomechanical functions*. J Neurophysiol, 1999. **82**(2): p. 515-25.
14. Hermens, H., [SENIAM 8] *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. 1999, Enschede: Roessingh Research and Development.
15. Zar, J.H., *Biostatistical analysis*. 3rd ed. 1996, Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall.
16. Hug, F. and S. Dorel, *Electromyographic analysis of pedaling: a review*. J Electromyogr Kinesiol, 2009. **19**(2): p. 182-98.
17. Kandel, E.R., J.H. Schwartz, and T.M. Jessell, *Principles of neural science*. 4th ed. 2000, New York: McGraw-Hill, Health Professions Division. xli, 1414 p.
18. Winter, D.A. and H.J. Yack, *EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1987. **67**(5): p. 402-11.
19. Dorel, S., A. Couturier, and F. Hug, *Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling*. Scand J Med Sci Sports, 2009. **19**(1): p. 44-54.
20. Duc, S., et al., *Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways*. J Electromyogr Kinesiol, 2008. **18**(1): p. 116-27.
21. Winter, D.A., N. Pluck, and J.F. Yang, *Backward walking: a simple reversal of forward walking?* J Mot Behav, 1989. **21**(3): p. 291-305.
22. Thorstensson, A., *How is the normal locomotor program modified to produce backward walking?* Exp Brain Res, 1986. **61**(3): p. 664-8.
23. Dobkin, B.H., *Do electrically stimulated sensory inputs and movements lead to long-term plasticity and rehabilitation gains?* Curr Opin Neurol, 2003. **16**(6): p. 685-91.
24. Burnfield, J.M., et al., *Similarity of joint kinematics and muscle demands between elliptical training and walking: implications for practice*. Phys Ther, 2010. **90**(2): p. 289-305.

9. Danksagung

Vielen Dank an Herrn Prof. Dr. med. Andreas Straube für die freundliche Überlassung des Themas und die inhaltlichen und formellen Anregungen, welche diese Arbeit zu ihrer endgültigen Form gebracht haben.

Sehr großer Dank gebührt Herrn Dr. med. Dipl.-Ing. Johann Szecsi, welcher mir über all die Jahre und alle Höhen und Tiefen des wissenschaftlichen Arbeitens unermüdlich zur Seite stand. Er hatte für alle meine Fragen und Probleme stets ein offenes Ohr und war immer gerne bereit, sofort gemeinsam nach einer Lösung zu suchen. Ohne seine großartige Betreuung wäre diese Arbeit nicht zu Stande gekommen.

Ein herzliches Dankeschön an alle meine ehemaligen Arbeitsgruppenkollegen für die Unterstützung bei technischen Fragen und Problemen und v.a. auch für das gute Arbeitsklima über all die Jahre.

Vielen lieben Dank an alle meine Probanden für ihre Bereitschaft so viel Freizeit und Anstrengung in die Vorbereitung und Durchführung meiner Experimente zu investieren.

Ganz besonders herzlicher Dank geht an meine Familie, vor allem an meine Eltern Dr. med. Barbara Kreuzpointner und Dr. jur. Johann Kreuzpointner. Ohne ihr gutes Vorbild und ihre immerwährende Unterstützung hätte ich das alles nicht erreicht.